

ESTUDO DA INTERFERÊNCIA DA CAIXA DE LOCALIZAÇÃO NA QUALIDADE DA IMAGEM TOMOGRÁFICA E NO CÁLCULO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM TRATAMENTOS DE RADIOCIRURGIA

F. A. Franck*, A. M. M. Vieira** e H. Vieira Neto*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

**Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, Brasil

flafranck@yahoo.com.br

Abstract: In stereotactic radiosurgery, the accuracy in tumoral volume positioning and dose delivery is essential for successful treatment. Some accessories are used to immobilize and fix the positioning of the patient correctly, including a target localizer box, which provides the stereotactic coordinates for the treatment planning system. In this paper we evaluate possible interferences caused by the localizer box in image quality for median dose, different dose calculation algorithms and image noise for different exposure factors.

Palavras-chave: radiocirurgia estereotáxica, qualidade de imagem, cálculo de dose.

Introdução

Nos casos de lesões intracranianas, tais como metástases cerebrais, a radiocirurgia é uma alternativa de tratamento administrada em dose única de radiação ou em poucas frações. Nesta técnica tratam-se em geral volumes pequenos com alta dose de Raios-X, variando entre 12Gy a 25Gy, produzidos, por exemplo, por um acelerador linear. Por esse motivo é necessário o correto posicionamento da região anatômica e um rigoroso controle de qualidade [1].

Na execução desta modalidade de tratamento, alguns acessórios são utilizados: marco estereotáxico, caixa de localização do alvo e máscara termoplástica. A caixa de localização do alvo é fixada na base estereotáxica, e através dela o sistema de planejamento permite estabelecer as coordenadas de localização do tumor, cujo grau de incerteza aceitável é de apenas 1mm [2].

Visto que o tratamento é administrado com altas doses de radiação, uma das ferramentas que garantem a entrega exata da dose prescrita é o cálculo de dose. Este cálculo é realizado atualmente pelo sistema de planejamento, sendo que existem diferentes algoritmos de serem escolhidos. Muitos algoritmos consideram o que se chama de correção de heterogeneidade, que nada mais é do que considerar as diferentes densidades eletrônicas dos materiais que compõem o meio pelo qual o feixe passa, tendo em vista que existem diferenças de densidades entre os diversos tecidos do corpo humano [3].

As diferenças de heterogeneidade estão relacionadas aos números CT ou escala Hounsfield (HU), que representam o coeficiente de atenuação linear dos diferentes materiais que compõem o meio. Sendo assim, para o cálculo da dose prescrita de radiação opta-se por considerar a heterogeneidade dos tecidos ou não quando se faz a escolha do algoritmo de cálculo.

No entanto, a dose de radiação é entregue no volume alvo em Unidades Monitoras (*monitor units*, UM), que são calculadas pelo sistema de planejamento considerando os seguintes fatores: dose prescrita, normalização do plano, peso do campo, normalização do campo e fator de normalização determinado pelo algoritmo de cálculo [4]. Ou seja, as UM consideram todos os fatores do planejamento para entregar a dose na região a ser tratada.

A dose calculada é segura quando o volume alvo é definido com exatidão. Considerando a importância desse fato, uma boa qualidade da imagem tomográfica a ser utilizada é imprescindível. Portanto, pretende-se com o presente trabalho avaliar a interferência da caixa de localização na qualidade da imagem tomográfica e no cálculo da dose de radiação considerando os diferentes tipos de algoritmos disponíveis para cálculo de dose.

Materiais e Métodos

Com o objetivo de reproduzir as características de atenuação e absorção da radiação nos experimentos realizados, foi utilizado o *phantom* antropomórfico mostrado na Figura 1, que simula as regiões anatômicas do corpo humano.

A região que compreende o crânio do *phantom* foi utilizada para simular o processo de tratamento de radiocirurgia, que está representado na Figura 2.

Para a realização das aquisições tomográficas, foi confeccionada uma máscara de material termoplástico utilizada para imobilização do crânio, mostrada na Figura 3. Esta máscara foi moldada no objeto simulador e substitui o marco estereotáxico em tratamentos fracionados e eventualmente em tratamentos de aplicação única. A máscara foi fixada na base metálica utilizada em tratamentos de radiocirurgia.



Figura 1: Alderson Rando Phantom, o objeto simulador antropomórfico cujo crânio foi utilizado nos experimentos.

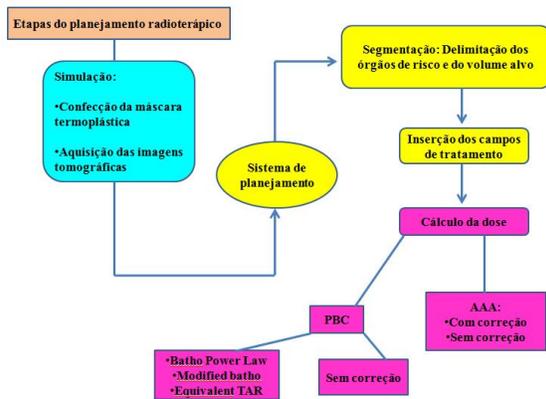


Figura 2: Etapas do processo de planejamento do tratamento radioterápico, que incluem: simulação realizada através da tomografia computadorizada e delimitação dos campos de radiação e cálculos de dose.

Os cortes axiais do crânio do *phantom* foram obtidos utilizando um tomógrafo CT-Sim GE LightSpeed. Em cada aquisição foram feitas mudanças nos parâmetros de varredura, tais como espessura de corte e técnica de exposição. Como técnicas de exposição foram utilizadas a Técnica A, com 140kV e 120mA, e a Técnica B, com 120kV e 240mA. Para o parâmetro de espessura de corte, foram escolhidos os valores de 0,625mm e 1,25mm. As aquisições de imagens foram realizadas sem e com a caixa de localização, conforme mostram as Figuras 3 e 4 respectivamente.

A etapa seguinte do estudo consistiu em delimitar as estruturas de risco do crânio, além de um volume alvo ou volume de tratamento, nos cortes axiais adquiridos pela tomografia, utilizando o sistema de planejamento Eclipse versão 8.6 (Varian). A Figura 5 mostra as estruturas de risco do crânio que foram delimitadas hipófise, tronco cerebral, quiasma óptico, ouvido interno e hemisférios cerebrais, além do volume alvo.

A partir da delimitação do volume alvo é possível inserir os campos de tratamento. Nesse caso foram escolhidos dois campos látero-laterais pares opostos, como mostrado na Figura 6.



Figura 3: Máscara termoplástica moldada no crânio do *phantom*. Esta imobiliza a região de interesse e substitui o marco estereotáxico.



Figura 4: Caixa de localização para radiocirurgia fixada na base estereotáxica, utilizada pelo sistema de planejamento para obter as coordenadas da localização do volume de tratamento.

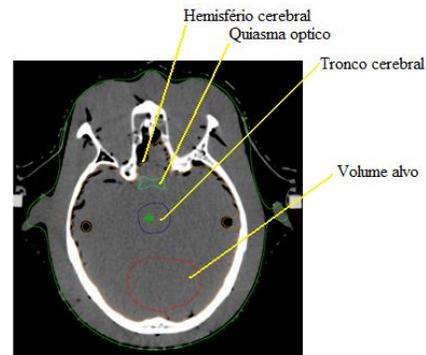


Figura 5: Corte tomográfico axial evidenciando as estruturas delimitadas no sistema de planejamento.

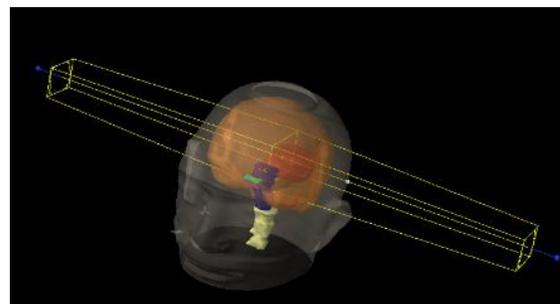


Figura 6: Geometria dos campos de tratamento.

A etapa seguinte à inserção dos campos de tratamento consiste no cálculo da dose da radiação no volume alvo utilizando os algoritmos PBC (*Pencil Beam Convolution*) e AAA (*Triple A*), e uma energia de radiação de 6MV produzida em um acelerador linear e simulada pelo sistema de planejamento [4].

Para esse caso, as unidades monitoras foram fixadas no valor 1000 o que possibilitou avaliar a real variação de dose obtida pelos algoritmos de cálculo utilizados para as diferentes técnicas de exposição avaliadas.

O sistema de planejamento utilizado nesse estudo possibilita as seguintes opções de algoritmos de cálculo de dose:

1) PBC (*Pencil Beam Convolution*):

- Sem correção de heterogeneidade (PBC_{SC})
- Com correção de heterogeneidade
 - *Batho Power Law* (PBC_{BPL})
 - *Modified Batho* (PBC_{MB})
 - *Equivalent TAR* (PBC_{EQ})

2) AAA (*Triple A*)

- Sem correção de heterogeneidade (AAA_{SC})
- Com correção de heterogeneidade (AAA_C)

Para cada espessura de corte e técnica de exposição utilizada, foi calculada a dose média de radiação com os diferentes tipos de algoritmos descritos acima. Os valores de dose média foram registrados para posterior análise, que está descrita na seção de resultados.

Após as etapas anteriores, uma última análise realizada foi quanto à influência da caixa de localização na qualidade da imagem. Essa influência na imagem foi avaliada através da variância nos valores dos pixels, obtida a partir de uma ferramenta do próprio sistema de planejamento que relaciona o desvio padrão entre os pixels da imagem com a média dos valores desses pixels, como mostra a Figura 7.

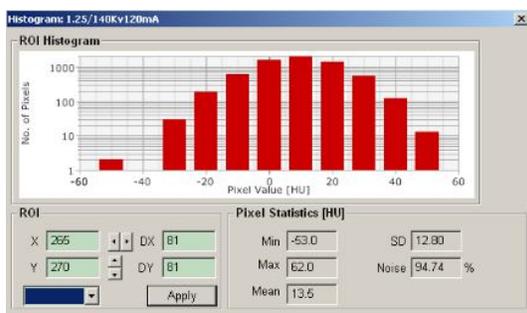


Figura 7: Histograma da distribuição de HU (escala Hounsfield ou números CT) dos pixels da imagem obtido através do software do sistema de planejamento.

Nessa análise, foi escolhida como região de interesse o mesmo corte tomográfico que corresponde ao corte central do plano de tratamento, ou seja, o corte onde se encontra o isocentro, como mostra a Figura 8.

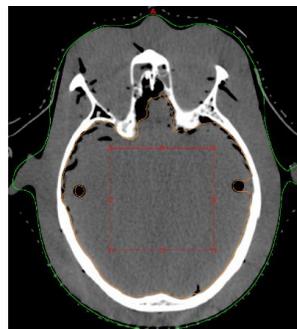


Figura 8: Corte axial que corresponde ao corte central demonstrando a região de interesse em vermelho.

Resultados

Os resultados obtidos com a análise dos algoritmos de cálculo com e sem o uso da caixa de localização para as técnicas A e B são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Diferenças entre as técnicas A e B na dose média em função dos algoritmos de cálculo e da espessura de corte.

Espessura de corte	0,625mm	1,25mm
PBC _{SC}	-	-
PBC _{BPL}	0,3%	0,2%
PBC _{MB}	0,3%	0,3%
PBC _{EQ}	0,3%	0,3%
AAA _{SC}	0,3%	0,3%
AAA _C	0,3%	0,3%

Os dados presentes na Tabela 1 foram comparados à dose média e, como esperado, não apresentaram diferença significativa quando utilizado o mesmo algoritmo, diferenciando apenas a técnica de exposição.

Com relação ao algoritmo PBC_{SC}, não ocorreu diferença de dose média, pois esse algoritmo não leva em consideração diferenças de heterogeneidades, ou seja, não há diferenças nos valores HU (escala Hounsfield ou números CT). No entanto, quando a comparação é feita entre os demais algoritmos, a diferença encontrada apresentou valores maiores que 0,2%.

O gráfico da Figura 9 demonstra que há diferenças na dose média entre algoritmos diferentes, tendo como referência o algoritmo PBC_{SC}.

A Tabela 2 apresenta os dados numéricos do gráfico da Figura 9 para melhor demonstrar a comparação feita entre os algoritmos de cálculo analisados.

De acordo com a Tabela 2, é possível notar que as maiores diferenças de dose (1,9%) ocorrem quando os algoritmos PBC_{SC} e PBC_{MB} são comparados utilizando-se qualquer uma das técnicas de exposição. Isso quer dizer que quando o PBC_{SC} é usado, a dose média obtida é 1,9% maior do que quando o PBC_{MB} é usado.

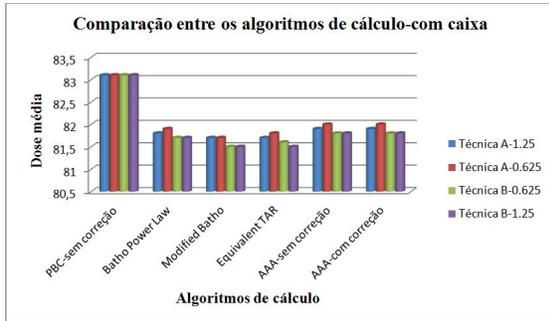


Figura 9: Dose média obtida para diferentes algoritmos de cálculo e técnicas de exposição com utilização da caixa de localização.

Tabela 2: Diferenças na dose média obtida pelos algoritmos de cálculo quando a caixa de localização é utilizada comparando-os ao PBC_{SC}.

Técnica	A 0,625mm	A 1,25mm	B 0,625mm	B 1,25mm
PBC _{BPL}	1,5%	1,6%	1,7%	1,7%
PBC _{MB}	1,7%	1,7%	1,9%	1,9%
PBC _{EQ}	1,6%	1,7%	1,9%	1,8%
AAA _S	1,4%	1,5%	1,6%	1,6%
AAA _C	1,4%	1,5%	1,6%	1,6%

Quanto ao algoritmo AAA, para os mesmos parâmetros de varredura, foram obtidas as mesmas diferenças de dose com e sem correção de heterogeneidades. Para esse caso não houve alteração na dose média com relação a variações nos parâmetros de exposição.

Levando-se em consideração as medidas sem a caixa de localização, os dados referentes à dose média obtida foram representados no gráfico da Figura 10, a partir do qual percebe-se que as diferenças das técnicas de exposição para um mesmo algoritmo são pequenas ou inexistentes.

Na Tabela 3 são apresentados os valores numéricos das comparações para aquisições sem a utilização da caixa de localização.

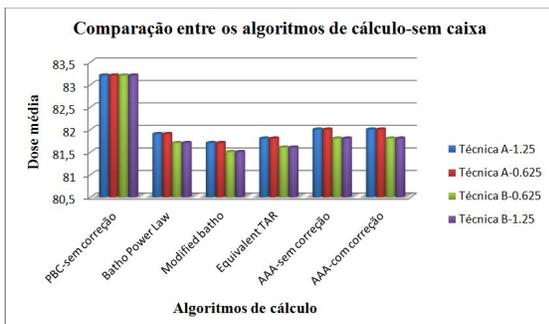


Figura 10: Dose média obtida para diferentes algoritmos de cálculo de dose e técnicas de exposição sem utilização da caixa de localização.

Tabela 3: Diferenças na dose média obtida pelos algoritmos de cálculo quando a caixa de localização não é utilizada.

Técnica	A 0,625mm	A 1,25mm	B 0,625mm	B 1,25mm
PBC _{BPL}	1,5%	1,5%	1,7%	1,7%
PBC _{MB}	1,7%	1,7%	1,9%	1,9%
PBC _{EQ}	1,6%	1,6%	1,8%	1,8%
AAA _S	1,4%	1,4%	1,6%	1,6%
AAA _C	1,4%	1,4%	1,6%	1,6%

Nas medidas sem a caixa de localização, os maiores valores de diferença de dose (1.9%) também foram obtidos entre os algoritmos PBC_{SC} e PBC_{MB} para a técnica B. Os menores valores estão associados à técnica A, independentemente da espessura de corte.

Comparando as Tabelas 2 e 3, é possível perceber que não houve diferença significativa devido à utilização ou não da caixa de localização.

Quanto ao ruído analisado nas imagens, houve diferenças significativas entre as técnicas de exposição, como mostra o gráfico da Figura 11.

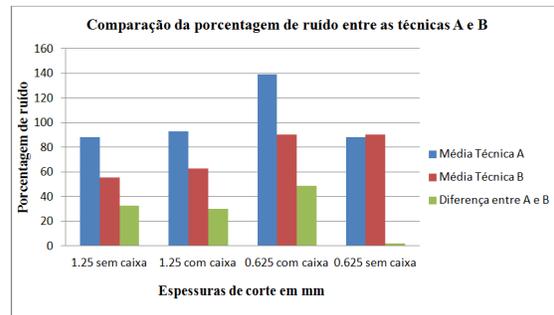


Figura 11: Variâncias dos valores dos pixels presentes nas imagens adquiridas através das técnicas A e B.

Dentre os fatores de exposição analisados, a técnica A apresentou as maiores porcentagens de ruído nas imagens, exceto nos cortes de 0,625 mm sem a caixa de localização.

Na Tabela 4, os dados foram analisados a partir da média as variâncias dos valores dos pixels para cada técnica analisada e, por fim, foi feita a diferença entre as técnicas de exposição.

Tabela 4: Comparação entre as técnicas de exposição e o ruído para cada imagem (variância dos valores dos pixels), o qual foi obtido através da relação entre o desvio padrão dos valores dos pixels pela média desses valores em cada imagem.

Variância dos valores dos pixels	Média técnica A	Média técnica B	Diferença entre A e B
1,25mm com caixa	94,74	62,64	30,2
1,25mm sem caixa	88,25	55,57	32,68
0,625mm com caixa	139,12	90,21	48,91
0,625mm sem caixa	88,25	90,21	1,96

A Figura 12 demonstra as diferenças na qualidade das imagens com e sem a utilização da caixa de localização para a técnica A e espessura de corte de 0,625mm.

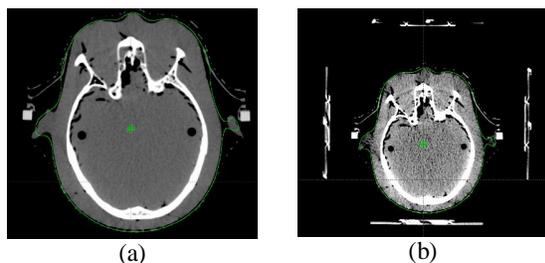


Figura 12: Imagens dos cortes centrais para a avaliação da qualidade da imagem quanto a ausência (a) e presença (b) da caixa de localização respectivamente.

Discussão

Levando-se em consideração os acessórios para posicionamento utilizados em radiocirurgia, o presente trabalho foi direcionado ao uso da caixa de localização para avaliar sua interferência na qualidade da imagem tomográfica e no cálculo de dose pelo sistema de planejamento Eclipse.

Quanto ao cálculo da dose média de radiação avaliada, foram considerados diferentes algoritmos, de modo a avaliar suas diferenças. Optou-se por comparar os diferentes algoritmos de cálculo com o algoritmo PBC_{SC} porque este apresentou os maiores valores de dose média em relação a todos os demais, além de não ter apresentado variação na porcentagem de dose. As maiores diferenças nas medidas de dose média sem caixa e com caixa ocorreram para a técnica B.

Com relação ao ruído, sabe-se que os fatores de exposição são variáveis que afetam a quantidade de ruído na imagem e quanto menor for o ruído nas regiões de mesmo tecido, mais homogeneidade será obtida nos valores CT [5]. Consequentemente, a qualidade da imagem melhora com a diminuição da quantidade de ruído que ela apresenta.

A técnica A com 0,625 mm e caixa foi a que apresentou o maior índice de ruído em relação às demais condições. Nesse caso, quando comparada à técnica B, a técnica A apresentou 54,4% a mais de ruído, acarretando na perda da qualidade da imagem. Analisando os dados para espessura de corte de 1,25mm com caixa, a técnica A apresentou 51,2% a mais de ruído do que a técnica B.

Conclusões

Para todos os algoritmos de cálculo de dose, a partir de imagens de um mesmo *phantom* e variando apenas a presença ou ausência da caixa de localização, foi possível notar que as diferenças entre as doses médias de radiação são inferiores a 5%, o que está em conformidade com a literatura [3].

Com relação à dose média, a presença da caixa de localização não provocou perturbações significativas no meio que fossem prejudiciais para o cálculo da dose de radiação. Analisando globalmente todas as medidas feitas com e sem a caixa de localização, foi possível perceber que os algoritmos AAA com e sem correção foram os mais precisos, visto que apresentaram as menores diferenças na porcentagem de dose média resultante, variando entre 1,4% e 1,6%. No entanto, ainda são necessários estudos adicionais para analisar a precisão desses algoritmos.

Com relação ao ruído nas imagens, houve variação maior na técnica A, que demonstrou perda na qualidade da imagem. Outro aspecto relevante foi a influência da espessura de corte – em cortes de 0,625mm, a porcentagem de ruído foi maior. Entretanto, quando as lesões a serem tratadas são pequenas, o uso dessa espessura é preferível porque aumenta a resolução da imagem, contribuindo para a exata determinação do volume alvo.

Referências

- [1] Shaw, E., Scott, C. (2000), *Single dose radiosurgical treatment of recurrent previously irradiated primary brain tumors and brain metastases: final report of RTOG protocol 90-05*.
- [2] Khan, F. M. (2003), *The Physics of Radiation Therapy*. Ed.:Lippincott Williams e Wilkins, p 507-520.
- [3] Papanikolaou, N., Battista J. J., Boyer A., Kappas, C., Klein, E., Rock, M., Sharpe, M., Dyk, J. V., (2004), *Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photons Beams. Report Task Group No 85*.
- [4] Varian Manual, *Eclipse Algorithms Reference Guide* (2008), p 23-119.
- [5] Bushong, S. (2008), *Radiologic Science for Technologists*, Ed.: 9 Mosby, p 367-393.