

Validação dos algoritmos de cálculo de dose do sistema de planejamento XiO[®] considerando as correções para heterogeneidade dos tecidos

Evaluation of dose calculation algorithms using the treatment planning system XiO[®] with tissue heterogeneity correction turned on

Leandro R. Fairbanks, Gustavo L. Barbi, William T. Silva, Eduardo G. F. Reis, Leandro F. Borges, Edenyse C. Bertucci, Marina F. Maciel, Leonardo L. Amaral

Serviço de Radioterapia, Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo - Ribeirão Preto (SP), Brasil

Resumo

Uma vez que a seção de choque para diferentes tipos de interação da radiação com a matéria tem dependência com o tipo de material ou tecido, a presença de heterogeneidade nos mesmos influencia a dose total administrada. O objetivo deste trabalho é analisar o cálculo da distribuição de dose dos algoritmos do sistema de planejamento XiO[®] (*Fast Fourier Transform, Convolution, Superposition, Fast Superposition e Clarkson*) quando se utiliza correção de heterogeneidade entre tecidos de diferentes densidades. Foram utilizados objetos simuladores com placas de alumínio, osso, água sólida e cortiça e uma câmara de ionização tipo Farmer da Iba modelo FC65-G, posicionados sobre as mesmas condições no acelerador linear ONCOR[®] e no CT Simulador Brilliance, para comparar a dose medida com a dose calculada pelos algoritmos do sistema de planejamento. A diferença percentual entre os valores medidos e calculados pelos algoritmos foram menores que 5%. O método com cálculo mais preciso para materiais de maior densidade foi o *Convolution*, em que esta diferença percentual foi de aproximadamente 1%. Já para materiais de menor densidade o *Superposition* foi mais preciso, com diferença percentual de 1,1%.

Palavras-chave: radioterapia, tecidos, planejamento da radioterapia assistida por computador, algoritmos.

Abstract

Since the cross-section for various radiation interactions is dependent upon tissue material, the presence of heterogeneities affects the final dose delivered. This paper aims to analyze how different treatment planning algorithms (*Fast Fourier Transform, Convolution, Superposition, Fast Superposition and Clarkson*) work when heterogeneity corrections are used. To that end, a farmer-type ionization chamber was positioned reproducibly (during the time of CT as well as irradiation) inside several phantoms made of aluminum, bone, cork and solid water slabs. The percent difference between the dose measured and calculated by the various algorithms was less than 5%. The convolution method shows better results for high density materials (difference ~1 %), whereas the Superposition algorithm is more accurate for low densities (around 1,1%).

Keywords: radiotherapy, tissues, computer-assisted radiotherapy planning, algorithms.

Introdução

O corpo humano apresenta diversas estruturas heterogêneas, com diferentes densidades eletrônicas, tais como ossos, tecido mole e cavidades de ar. Além das heterogeneidades naturais do organismo, materiais como titânio podem ser introduzidos no corpo para a fixação de alguma estrutura^{1,2}.

Ao irradiar um corpo com diferentes densidades eletrônicas, a dose no ponto de interesse é afetada devido à perturbação da absorção do feixe primário, dos fótons espalhados e dos elétrons secundários. Para energia de megavoltagem, a interação predominante é o espalhamento Compton, que apresenta uma dependência com a densidade eletrônica do meio, ou seja, a densidade eletrônica

do material influencia na interação do feixe de radiação com o tecido³.

Alguns sistemas de planejamento levam em consideração a densidade eletrônica relativa dos tecidos para o cálculo da distribuição de dose. O sistema de planejamento XiO[®], utilizado no serviço de radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, oferece para o usuário diferentes algoritmos de cálculo: *Fast Fourier Transform Convolution*, *Superposition*, *Fast Superposition* e *Clarkson*⁴, podendo ainda optar pelo uso de correção de heterogeneidade.

Os algoritmos *Convolution* e *Superposition* são métodos de cálculo mais acurados que o *Clarkson*, pois eles fazem o cálculo da dose utilizando a convolução da energia total liberada no paciente. A principal diferença entre eles é que o método *Convolution* utiliza coordenadas cartesianas, enquanto o *Superposition* é calculada em coordenadas esféricas considerando a variação da densidade eletrônica local⁴.

Este trabalho analisou a correção de todos os algoritmos do sistema de planejamento XiO[®] na presença de objetos simuladores com diferentes densidades.

Material e Métodos

Para a realização deste trabalho utilizou-se o sistema de planejamento XiO[®] - 4.40, CT simulador Brilliance da Philips, acelerador linear ONCOR[®] da Siemens, uma câmara de ionização tipo farmer da Iba modelo

FC65-G, com volume sensível de 0,65 cm³, um eletrômetro Dose 1 da Iba. Para medir a temperatura ambiente e a pressão local, utilizou-se respectivamente, um termômetro da Iba modelo L36048 e um barômetro da Druck modelo DPI 705.

A simulação dos tecidos foi realizada utilizando placas de diversos materiais. Na Figura 1, é apresentado o posicionamento dos objetos simuladores utilizados, sendo que em todas as configurações montadas foi analisada a diferença da densidade eletrônica entre a água sólida e os demais materiais. A Figura 2, apresenta os objetos simuladores utilizados no trabalho. As especificações de espessura e de densidade dos materiais utilizados constam na Tabela 1.

Para simular o ar foi criado um espaço entre as placas de água sólida com auxílio de suportes de mesmo material.

As imagens que alimentam o sistema de planejamento são obtidas pelo CT e através delas é possível simular a dose administrada em um ponto de interesse para cada objeto simulador. As simulações foram feitas a uma distância de 100 cm da fonte, com um campo aberto de 10 x 10 cm², e 200 unidades monitoras. Para cada objeto simulador, utilizou-se os quatro métodos de cálculo do sistema de planejamento: *Fast Fourier Transform Convolution* (C), *Superposition* (S), *Fast Superposition* (FS) e *Clarkson* (Cl).

No Acelerador Linear os objetos simuladores foram posicionados deixando sempre a câmara de ionização numa distância de 100 cm da fonte, repetindo as condições de simulação feitas no sistema de planejamento XiO[®]. A dose

Tabela 1. Configurações utilizadas nos objetos simuladores.

Material	Espessura (cm)	Densidade (g/cm ³)
Alumínio	2,8	2,7
Osso	2,7	1,5
Água Sólida	3,6	1
Cortiça	3,5	0,32
Ar	7,8	1,2 x 10 ⁻³

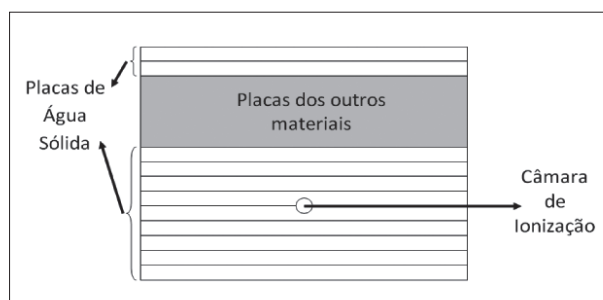


Figura 1. Esquema dos objetos simuladores utilizados nas medidas.

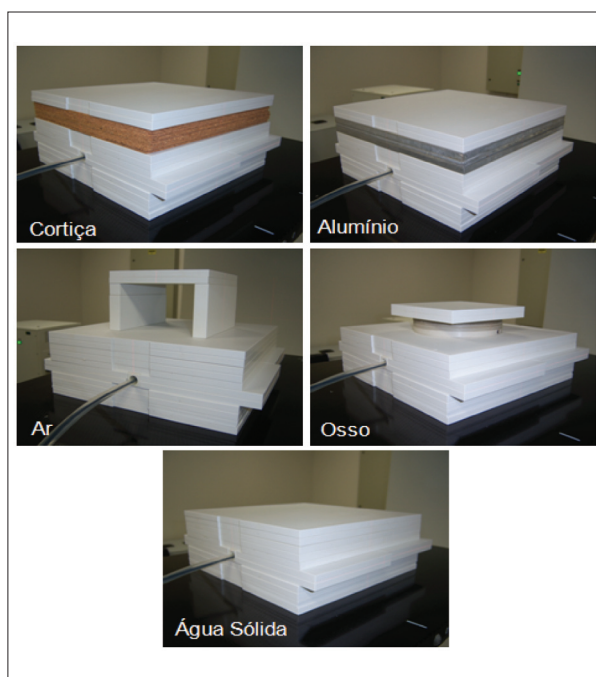


Figura 2. Imagens dos objetos simuladores utilizados neste trabalho.

foi medida com auxílio do protocolo da IAEA TRS 398 e comparada aos resultados obtidos virtualmente pelo sistema de planejamento.

Analisou-se a influência das diferentes densidades eletrônicas para os algoritmos de cálculo do sistema de planejamento XiO®.

Resultados

A Tabela 2 apresenta os resultados obtidos com os diferentes algoritmos para cada material simulador e os valores medido com câmara de ionização.

Para melhor análise dos dados, na Tabela 3, encontra-se a diferença percentual entre os métodos de cálculo utilizados pelo sistema de planejamento e o valor medido.

Na Figura 3, são apresentadas as imagens tomográficas dos objetos simuladores, com as curvas de isodoses planejadas pelo sistema de planejamento.

Discussão e Conclusões

O sucesso de um tratamento radioterápico depende da acurácia da administração da dose no volume alvo. Uma variação superior a 5%, para mais ou para menos, da dose prescrita pode gerar superdosagem dos tecidos sadios ou comprometer o controle tumoral²⁻⁴.

Nota-se que para todos os métodos de cálculo e materiais utilizados, as diferenças entre os valores medidos e os simulados são sempre menores que 5%, valor previsto pela literatura⁵⁻⁷. Contudo, para os materiais que apresentam as maiores densidades eletrônicas, o algoritmo mais eficiente foi o *Convolution*, apresentando uma diferença de 0,9% e 1,0%, para o alumínio e osso, respectivamente. Os outros métodos apresentaram diferenças de 4 a 5% nesses casos. Para água sólida, verificou-se que o melhor método também foi o *Convolution*. Entretanto, nos demais métodos a diferença não ultrapassou de 2%. Para os materiais de menor densidade, como a cortiça e o ar, o método mais eficiente foi o *Superposition*, que apresentou uma diferença de 1,1% para ambos os materiais.

Agradecimentos

FAEPA – Fundação de Apoio ao Ensino, Pesquisa e Assistência do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo USP.

José Luis Vega Ramirez – Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Tabela 2. Resultado dos métodos de cálculo utilizado pelo XiO® para os diversos tipos de materiais empregados.

Material	C (cGy)	S (cGy)	FS (cGy)	Cl (cGy)	Medido (cGy)
Alumínio	148,5	154,3	154,3	154,7	147,2
Osso	154,9	160,7	161,3	159,7	153,3
Água Sólida	185,0	186,4	186,9	186,6	183,8
Cortiça	184,0	178,1	178,2	180,7	176,2
Ar	172,4	170,9	172,3	172,1	169,1

Tabela 3. Diferença percentual dos métodos de cálculo em relação ao valor medido pela câmara de ionização.

Material	C (%)	S (%)	FS (%)	Cl (%)
Alumínio	0,9	4,6	4,6	4,8
Osso	1,0	4,6	5,0	4,0
Água Sólida	0,6	1,4	1,7	1,5
Cortiça	4,2	1,1	1,1	2,5
Ar	1,9	1,1	1,9	1,7

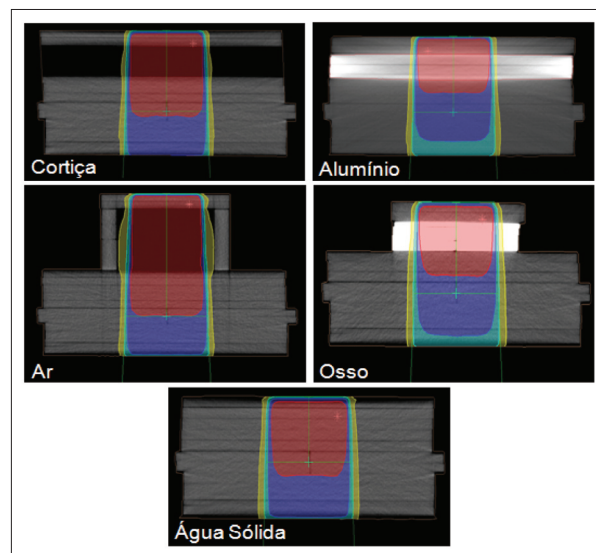


Figura 3. Imagens tomográficas com as curvas de isodose dos objetos simuladores.

Referências

1. Niroomand-Rad A, Razavi R, Thobejane S, Harter KW. Radiation dose perturbation at tissue-titanium dental interfaces in head and neck cancer patients. *Int J Radiation Oncology Biol Phys.* 1996;34(2):475-80.
2. Keall PJ, Siebers JV, Jeraj R, Mohan R. Radiotherapy dose calculations in the presence of hip prostheses. *Medical Dosimetry.* 2003;28(2):107-12.

3. Saw CB. Therapeutic Radiological Physics. Omaha: C.B.Saw Publishing in press; 2002.
4. Computerized Medical Systems - ELEKTA CMS Software. Treatment Planning Software XiO® - 4.40. Help: What are Fast Fourier Transform (FFT) Convolution, Superposition and Fast Superposition algorithms; 2007.
5. Salata C, Sibata CH, Ferreira NM, Almeida CE. Simulação computacional de um feixe de fótons de 6 MV em diferentes meios heterogêneos utilizando o código PENELOPE. Radiol Bras. 2009;42(4):249-53.
6. Kappas C, Rosenwald JC. Quality control of inhomogeneity correction algorithms used in treatment planning systems. Int J Radiation Oncology Biol Phys. 1995;32(3):847-58.
7. Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer AL, Kappas C, Klein E, et al. AAPM Report n° 85. Tissue inhomogeneity correction for megavoltage photon beams. American Association of Physicists in Medicine by Medical Physics Publishing; 2004.