

Comparação de dois algoritmos de correção de heterogeneidade em tratamentos de tumores de hipófise com radioterapia de intensidade modulada

Comparison of two heterogeneity correction algorithms in pituitary gland treatments with intensity-modulated radiation therapy

Lucas D. Albino¹, Gabriela R. Santos¹, Victor A. B. Ribeiro¹, Eduardo Weltman², Henrique F. Braga² e Laura N. Rodrigues¹

¹Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (USP) – São Paulo (SP), Brasil.

²Serviço de Radioterapia do Instituto do Câncer do Estado de São Paulo – São Paulo (SP), Brasil.

Resumo

A precisão da dose calculada por um sistema de planejamento está diretamente relacionada à escolha do algoritmo de cálculo de dose. Atualmente, diversos algoritmos estão disponíveis comercialmente, variando em tempo de cálculo e acurácia, especialmente quando as densidades individuais de cada tecido são levadas em consideração. O objetivo deste estudo foi comparar dois diferentes algoritmos de cálculo presentes no sistema de planejamento iPlan®, da BrainLAB, em tratamentos de tumores de hipófise, os quais estão localizados em uma região com tecidos de densidades eletrônicas variadas. As diferenças foram avaliadas em relação a um plano sem correção de heterogeneidade. Para validação inicial dos dados inseridos no sistema, foi simulado um tratamento de radioterapia de intensidade modulada em um objeto simulador antropomórfico e a distribuição de dose foi medida com filme radiocrômico. Foi realizada análise gamma do filme, comparando-o com as distribuições de dose obtidas pelo sistema de planejamento utilizando os algoritmos X-ray Voxel Monte Carlo (XVMC) e pencil beam convolution (PBC). Em seguida, planejamentos de 33 pacientes, inicialmente calculados com o algoritmo PBC, foram recalculados com o algoritmo XVMC. Foram comparados os histogramas dose-volume dos volumes de tratamento e dos órgãos de risco adjacentes. Não houve diferença significativa entre os histogramas dose-volume dos planos calculados utilizando os dois algoritmos. No entanto, foram encontradas diferenças ao se comparar cada um dos planos com o plano sem correção de heterogeneidade.

Palavras-chave: algoritmos, radioterapia de intensidade modulada, planejamento da radioterapia assistida por computador, simulação por computador.

Abstract

The dose accuracy calculated by a treatment planning system is directly related to the chosen algorithm. Nowadays, several calculation doses algorithms are commercially available and they differ in calculation time and accuracy, especially when individual tissue densities are taken into account. The aim of this study was to compare two different calculation algorithms from iPlan®, BrainLAB, in the treatment of pituitary gland tumor with intensity-modulated radiation therapy (IMRT). These tumors are located in a region with variable electronic density tissues. The deviations from the plan with no heterogeneity correction were evaluated. To initial validation of the data inserted into the planning system, an IMRT plan was simulated in a anthropomorphic phantom and the dose distribution was measured with a radiochromic film. The gamma analysis was performed in the film, comparing it with dose distributions calculated with X-ray Voxel Monte Carlo (XVMC) algorithm and pencil beam convolution (PBC). Next, 33 patients plans, initially calculated by PBC algorithm, were recalculated with XVMC algorithm. The treatment volumes and organs-at-risk dose-volume histograms were compared. No relevant differences were found in dose-volume histograms between XVMC and PBC. However, differences were obtained when comparing each plan with the plan without heterogeneity correction.

Keywords: algorithms, intensity-modulated radiotherapy, computer-assisted radiotherapy planning, computer simulation.

Introdução

A precisão da dose calculada por um sistema de planejamento está diretamente relacionada à escolha do algoritmo de cálculo de dose¹.

Atualmente, diversos algoritmos estão disponíveis comercialmente, variando em tempo de cálculo e acurácia, especialmente quando as densidades individuais de cada tecido são levadas em consideração. Além disso, o advento de novas técnicas de tratamento, como a radioterapia de intensidade modulada (IMRT), com distribuições de dose cada vez mais conformadas ao alvo e com altos gradientes de dose, exigem ainda mais cuidado para que a dose administrada seja mais próxima da planejada.

Estudos têm demonstrado que algoritmos que utilizam simulação por Monte Carlo possuem boas concordâncias com as doses medidas².

Os tumores de hipófise são, preferencialmente, tratados com IMRT devido à proximidade do alvo com estruturas nobres como o quiasma, os nervos ópticos e o tronco cerebral. Adicionalmente, tumores dessa região estão localizados em áreas com grandes diferenças de heterogeneidades, contendo os seios nasais e ossos do crânio e da face. Dessa forma, o tratamento de tumores de hipófise apresenta um desafio adicional em termos de acurácia do cálculo da dose³.

O objetivo deste estudo foi comparar dois diferentes algoritmos de cálculo em planos de IMRT de tumores de hipófise, avaliando diferenças na distribuição de dose e no histograma dose-volume (DVH).

Material e Métodos

Foram selecionados planos de 33 pacientes submetidos à radioterapia de tumores de hipófise, com técnica de intensidade modulada, no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Todos os tratamentos foram realizados no Clinac 6EX (Varian) com um colimador de micromultilâminas m3 (BrainLAB). O sistema de planejamento utilizado foi o iPlan® (v.4.1.2).

O volume médio dos PTVs foi de $21,96 \pm 17,20 \text{ cm}^3$, variando de 4 a 60 cm^3 .

Inicialmente, para validação das medidas, um tratamento foi simulado e tratado em um objeto simulador antropomórfico RANDO® (The Phantom Laboratory). Foi inserido um filme radiocrômico (Gafchromic EBT3) no plano do isocentro.

A Figura 1 ilustra o objeto simulador e sua reconstrução tridimensional no sistema de planejamento.

Foi realizada a análise gamma entre a distribuição de dose no filme e as distribuições de dose calculadas pelo sistema de planejamento (TPS – *treatment planning system*) para cada algoritmo de cálculo e para um cálculo sem correção de heterogeneidade. O *software* OmniPro IMRT (Iba Dosimetry) foi utilizado. Para a análise gamma foi aplicado o mesmo critério utilizado clinicamente, ou seja: 3,0 mm/3,0%, suprimindo valores de dose menores do que 10% da dose máxima do plano^{4,5}.

Os planejamentos selecionados, inicialmente calculados com o algoritmo *pencil beam convolution* (PBC), foram recalculados para o algoritmo *X-ray Voxel Monte Carlo* (XVMC), mantendo-se as unidades monitoras do plano original. Calculou-se, ainda, a distribuição de dose sem correção de heterogeneidade. Todos os planos foram realizados com grade de cálculo de 2 mm e, no caso do XVMC, uma incerteza de 2% foi utilizada, com método Dose to medium.

Para verificar as diferenças entre os algoritmos, foram calculadas as diferenças entre os histogramas dose-volume (DVH) de cada algoritmo em relação ao plano calculado sem correção de heterogeneidade. Também foram analisadas as diferenças entre as distribuições de dose no plano do isocentro, através da análise gamma.

Resultados

Objeto Simulador Antropomórfico

A Figura 2 apresenta as distribuições de dose no plano do isocentro para os dois algoritmos de cálculo avaliados e para o cálculo sem correção de heterogeneidade.

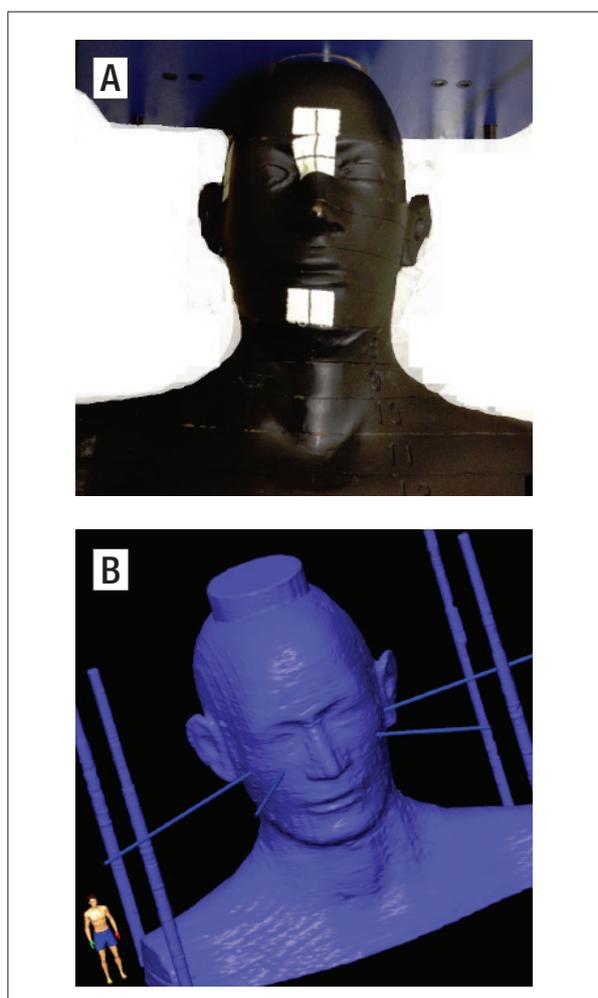


Figura 1. (A) RANDO® male phantom. (B) Reconstrução tridimensional do RANDO® male phantom no sistema de planejamento.

A análise gamma entre o filme medido e os planos de dose calculados no objeto simulador antropomórfico foi realizada. A Tabela 1 apresenta a porcentagem dos pontos aprovados no critério 3%/3 mm.

A Figura 3 apresenta a distribuição gamma dos cálculos em relação ao filme.

Planos de tratamento em casos clínicos

A Tabela 2 apresenta a porcentagem de pontos aprovados na análise gamma dos planos calculados com cada algoritmo em relação ao plano sem correção de heterogeneidade.

As Tabelas de 3 a 7 apresentam as diferenças entre os DVHs de cada estrutura delineada, comparando o cálculo dos algoritmos com o cálculo do plano sem correção de heterogeneidade.

Discussão e Conclusões

O resultado da análise gamma obtido entre a medida com filme no objeto simulador antropomórfico e o planejamento mostra que o algoritmo XVMC é o que mais se aproxima da medida (98,04). Observando a distribuição gamma, nota-se que os pontos em que a dose difere encontram-se na região

composta por ar, (região central) ou na região de *build-up*, tendo o XVMC concordado mais do que o PBC nessa região.

Ao comparar casos clínicos, a análise gamma mostra que o XVMC difere mais do cálculo sem correção de heterogeneidade do que o PBC (95,60 *versus* 97,98% de pontos aprovados no intervalo de confiança de 95%). Porém, as

Tabela 1. Análise gamma entre medido e planejado.

Algoritmo	% pontos aprovados
X-ray Voxel Monte Carlo (XVMC)	98,04
<i>Pencil beam convolution</i> (PBC)	95,80
<i>Pencil beam</i> sem correção de heterogeneidade	97,07

Tabela 2. Porcentagem de pontos aprovados na análise gamma entre os algoritmos com correção de heterogeneidade e o plano sem correção de heterogeneidade.

Comparação	XVMC x PBSC %	PBC x PBSC %
Média	98,10	99,80
Desvio padrão	1,27	0,93
Intervalo de confiança de 95%	95,60	97,98

XVMC: X-ray Voxel Monte Carlo; PBSC: Plano sem correção de heterogeneidade; PBS: *Pencil beam convolution*.

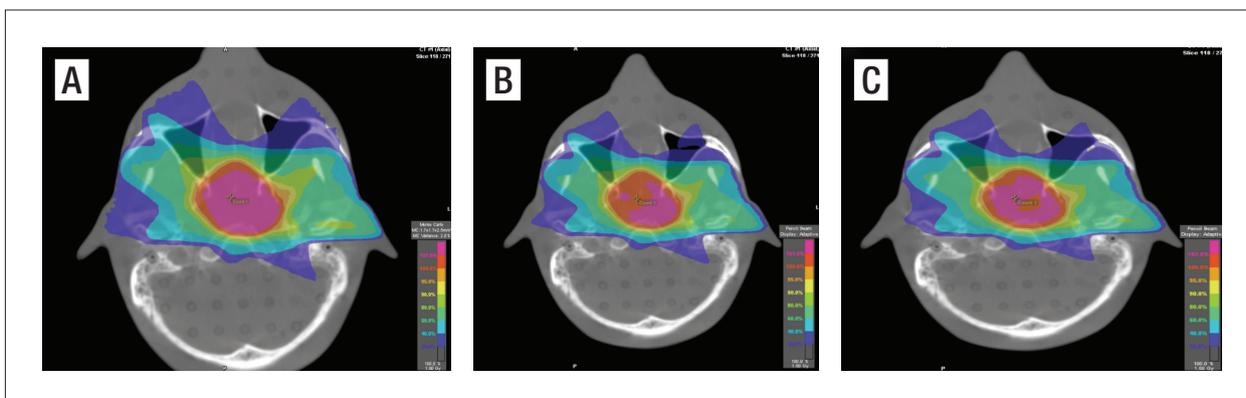


Figura 2. Distribuições de dose calculadas no objeto simulador antropomórfico. (A) x-ray Voxel Monte Carlo. (B) *Pencil beam convolution*. (C) Plano sem correção de heterogeneidade. Todos os planos foram calculados com as mesmas unidades monitoras.

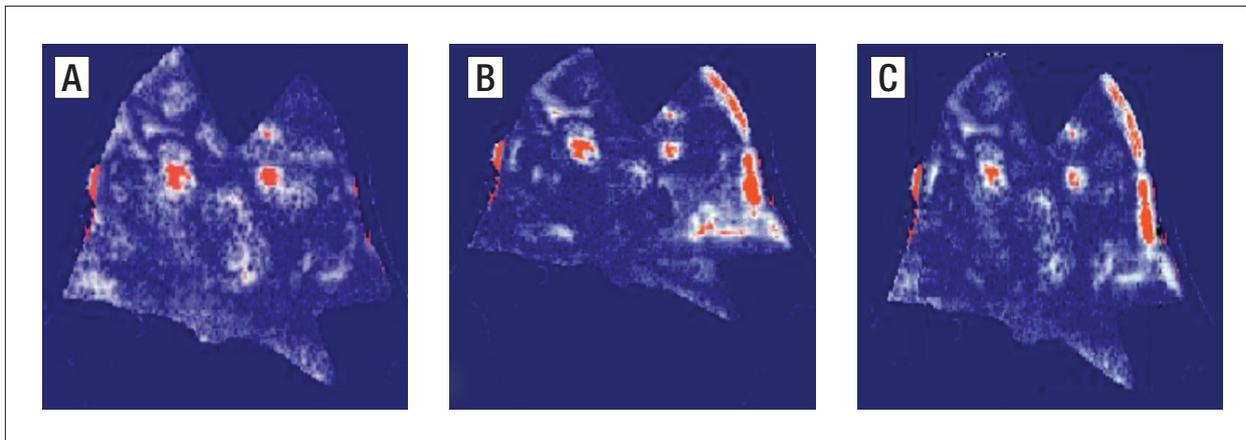


Figura 3. Distribuição gamma entre as distribuições de dose calculadas pelo sistema de planejamento e o filme. (A) X-ray Voxel Monte Carlo. (B) *Pencil beam convolution*. (C) Sem correção de heterogeneidade.

Tabela 3. Diferença entre as doses no volume de planejamento do alvo calculadas com X-ray voxel Monte Carlo e *pencil beam convolution* em relação ao cálculo do plano sem correção de heterogeneidade.

PTV	Algoritmo	Média	DP	Mediana
Dose	XVMC	-1,2	1,54	-0,89
máxima	PBC	-3,08	1,39	-2,94
Dose	XVMC	-1,01	1,14	-0,8
média	PBC	-1,73	0,94	-1,66
Dose	XVMC	-4,61	5,5	-2,76
mínima	PBC	-1,42	2,27	-1,66
Dose 2%	XVMC	-1,08	1,4	-0,81
	PBC	-2,69	1,21	-2,61
Dose 50%	XVMC	-0,86	1,29	-0,75
	PBC	-1,72	1,08	-1,82
Dose 98%	XVMC	-2,26	3,03	-1,72
	PBC	-1,4	1,33	-1,52

PTV: volume de planejamento do alvo; DP: desvio padrão; XVMC: X-ray voxel Monte Carlo; PBC: *pencil beam convolution*.

Tabela 4. Diferença entre as doses no nervo óptico direito, calculadas com X-ray voxel Monte Carlo e *pencil beam convolution* em relação ao cálculo do plano sem correção de heterogeneidade.

Nervo óptico direito		Média	DP	Mediana
Dose	XVMC	0,07	3,11	-0,08
máxima	PBC	-1,62	2	-2,37
Dose	XVMC	3,43	6,53	2,84
média	PBC	-1,35	1,37	-1,53
Dose 2%	XVMC	-0,37	2,98	-0,65
	PBC	-2	1,55	-2,41

DP: desvio padrão; XVMC: X-ray voxel Monte Carlo; PBC: *pencil beam convolution*.

Tabela 5. Diferença entre as doses no nervo óptico esquerdo, calculadas com X-ray voxel Monte Carlo e *pencil beam convolution* em relação ao cálculo do plano sem correção de heterogeneidade.

Nervo óptico esquerdo		Média	DP	Mediana
Dose	XVMC	0,11	2,46	0,02
máxima	PBC	-2,08	0,99	-2,04
Dose	XVMC	3,21	4,47	2,33
média	PBC	-1,48	1,5	-1,55
Dose 2%	XVMC	-0,24	2,47	-0,34
	PBC	-2,14	1,19	-2,17

DP: desvio padrão; XVMC: X-ray voxel Monte Carlo; PBC: *pencil beam convolution*.

análises das diferenças encontradas nos DVHs não sugerem que o XVMC seja superior ao PBC. Ambos apresentaram diferenças em relação ao plano sem correção de heterogeneidade, sendo as diferenças do XVMC ligeiramente maiores que do PBC.

Ambos os algoritmos com correção de heterogeneidade apresentaram doses menores no volume de planejamento do alvo em relação ao plano sem correção de

Tabela 6. Diferença entre as doses no quiasma, calculadas com X-ray voxel Monte Carlo e *pencil beam convolution* em relação ao cálculo do plano sem correção de heterogeneidade.

Quiasma		Média	DP	Mediana
Dose	XVMC	0,48	1,88	0,02
máxima	PBC	-2,18	0,92	-2,43
Dose	XVMC	2,18	7,35	0,5
média	PBC	-2,18	0,68	-2,32
Dose 2%	XVMC	0,32	2,37	0,2
	PBC	-2,24	1,02	-2,14

DP: desvio padrão; XVMC: X-ray voxel Monte Carlo; PBC: *pencil beam convolution*.

Tabela 7. Diferença entre as doses no Tronco, calculadas com X-ray voxel Monte Carlo e *pencil beam convolution* em relação ao cálculo do plano sem correção de heterogeneidade.

Tronco		Média	DP	Mediana
Dose	XVMC	-0,26	1,73	-0,09
máxima	PBC	-2,00	1,07	-2,16
Dose	XVMC	4,13	3,2	4,17
média	PBC	-1,26	1,70	-2,06
Dose 2%	XVMC	0,29	2,63	-0,21
	PBC	-1,81	1,61	-1,9

DP: desvio padrão; XVMC: X-ray voxel Monte Carlo; PBC: *pencil beam convolution*.

heterogeneidade, o que sugere que a correção de heterogeneidade deva ser o método de escolha.

As diferenças nos órgãos de risco foram menos importantes, apresentando desvios padrão altos.

Quanto à escolha do algoritmo, o XVMC, por ter apresentado valores calculados mais próximos das medidas, é recomendado nesses casos em regiões com tecidos de diferentes densidades.

Agradecimentos

Agradeço à Brain LAB, que disponibilizou a licença de com o algoritmo X-Ray Voxel Monte Carlo.

Referências

- Papanikolaou N, Battisata J, Boyer A, Kappas C, Klein E, Mackie T, Sharpe M, and J. Van Dyk. AAPM Report No 85: Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams. The report of Task Group No. 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine.
- Milroy D, Santos G, Patrocinio H. Sci-Thur AM: Planning - 08: validation of a commercial Monte Carlo code for stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy. *Med Phys.* 2012;39(7):4620.
- Pirzkall A, Debus J, Peter Haering P, Rhein B: Intensity Modulated Radiotherapy (Imrt) For Recurrent, Residual, Or Untreated Skull-Base Meningiomas: Preliminary Clinical Experience. *Radiation Oncology Biol. Phys.* 2003; 55(2):362–372.
- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998;25(5):656-61.
- Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys.* 2003;30(9):2455-64.