

Testes Dosimétricos do Algoritmo Analítico Anisotrópico Implementado no Sistema de Planejamento Eclipse/Varian

Dosimetric Tests of The Analytical Anisotropic Algorithm

Luis Felipe O. Silva¹, Delano V. S. Batista², Saulo S. Fortes³

¹Serviços de Radioterapia do Hospital Universitário de Brasil (HUB) – Distrito Federal (DF), Brasil.

²Instituto Nacional de Câncer (INCA) – Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

³Serviços de Radioterapia do Hospital Saúde da Mulher (HSM) – Belém (PA), Brasil.

Resumo

O objetivo do presente trabalho é avaliar a precisão dos cálculos realizados com o Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA) implementado no sistema de planejamento de tratamento (SPT) Eclipse em sua versão 8.1. A avaliação foi realizada através da comparação entre doses medidas e doses calculadas em meio homogêneo e heterogêneo. Foram comparadas doses absorvidas, curvas de percentual de dose profunda (PDP), perfis de campo e distribuições de dose em um plano de um fantoma heterogêneo. Medições com câmaras de ionização foram utilizadas como referência na avaliação. As comparações entre os valores calculados pelo SPT e os medidos foram feitas pela diferença percentual de dose na mesma posição e através da menor diferença de posição em que se encontra o mesmo valor de dose (DTA – *distance to agreement*). Todas as medições foram realizadas com feixes de 15 MV produzidos no acelerador linear Clinac 2300 CD. Em geral, os valores calculados pelo SPT tiveram uma boa concordância com os medidos. As curvas de PDP não apresentaram, nos pontos entre 0,3 e 3 cm de profundidade e na região de equilíbrio eletrônico, valores maiores que 1% de diferença de dose ou 2 mm de DTA. Os perfis de campo apresentaram diferenças consideráveis apenas fora do campo (DTA da posição em que a dose relativa medida é 10% de até 9,1 mm). Em uma avaliação do índice gama (critério 3%, 3 mm) realizada com um fantoma de tórax heterogêneo houve a aprovação em 95,7% dos pontos. A maior dificuldade de previsão de doses ocorre nas regiões de interface entre meios de diferentes densidades eletrônicas. Os resultados encontrados no presente trabalho permitem a introdução do Algoritmo Analítico Anisotrópico na prática clínica, considerando as situações nas quais há dificuldade de previsão da distribuição de dose pelo algoritmo.

Palavras-chave: Radioterapia, sistema de planejamento de tratamento, SPT, dosimetria, algoritmo analítico anisotrópico, AAA.

Abstract

The aim of the present study is to evaluate the accuracy of calculations performed by the Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) implemented in the Eclipse version 8.1 Treatment Planning System (TPS). The evaluation was performed by comparing measured and calculated doses in homogeneous and heterogeneous phantoms. Absorbed doses, percentage depth dose (PDD) curves, field profiles and dose distributions in a plane of a heterogeneous phantom were compared. Measurements with ionization chambers were used as benchmark. The comparisons between the calculations and measurements were performed by the dose difference in the same position and by the distance to agreement (DTA). The AAA was tested just for the 15 MV Varian Clinac 2300 CD photon beam. Generally AAA calculations matched well measured data. The PDD curves did not present, in points between 0.3 and 3 cm deep and in the electronic equilibrium region, deviations greater than 1% or 2 mm. The field profiles showed considerable differences just outside the field (DTA where the measured dose is 10% up to 9.1 mm). Using measured data in a thoracic heterogeneous phantom as reference dose points for Gamma Index Analysis (3%, 3 mm), a 95,7% approval was found. The AAA showed dose distributions calculation difficulties in heterogeneous media interfaces. The results of the present study allow the introduction of AAA in clinical practice, considering the situations in which there is difficulty in predicting the dose distribution.

Keywords: Radiotherapy, treatment planning system, TPS, dosimetry, analytical anisotropic algorithm, AAA.

Introdução

A Varian Medical Systems implementou, em seu sistema de planejamento de tratamento (SPT) Eclipse, um novo algoritmo para o cálculo de dose, o Algoritmo Analítico

Anisotrópico (AAA), adquirido pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA) em sua versão 8.1. O AAA é um algoritmo que considera a heterogeneidade do meio anisotropicamente e usa convoluções para computar fótons espalhados em múltiplas direções. A distribuição de dose

é calculada como a superposição de diferentes fontes de radiação. O algoritmo usa uma modelagem derivada de simulações de Monte Carlo para fótons primários, fótons extras focais espalhados e elétrons de contaminação¹.

Trabalhos publicados baseados em curvas de dose-resposta clínica concluem que a incerteza na entrega de dose nos pacientes deve ser menor que 5%². Para garantir esta precisão é essencial que seja realizado um controle de qualidade antes do uso de um SPT. Esta preocupação gerou documentos que descrevem procedimentos para o comissionamento e controle de qualidade (CQ) dos SPTs como: o TRS 430³, publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA)⁴; o Report 55, publicado pela AAPM; e o Booklet no. 7, publicado pela ESTRO⁵. Diversos testes de algoritmos foram publicados comparando as doses previstas pelo SPT com doses medidas ou com doses calculadas por simulação de Monte Carlo⁶⁻²⁰. A maior preocupação em meios heterogêneos é no pulmão, região que apresenta as maiores diferenças dos cálculos realizados com e sem correção de heterogeneidades¹⁰⁻¹⁹.

O objetivo do presente trabalho é avaliar a precisão dos cálculos realizados com o AAA através da comparação de doses medidas com doses previstas pelo SPT em meio homogêneo e heterogêneo. Foram comparadas doses absorvidas, curvas de percentual de dose profunda (PDP), perfis de campo e distribuições de dose em um plano de um fantoma heterogêneo.

Materiais e métodos

Medições em diferentes configurações de feixe foram utilizadas como referência para avaliar os cálculos realizados pelo AAA. As comparações entre os valores previstos pelo SPT e os medidos foram feitas pela diferença percentual

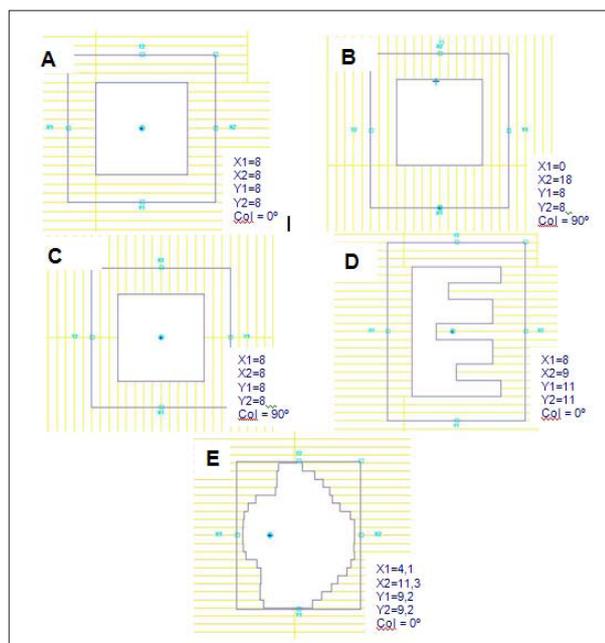


Figura 1. Configurações de MLC utilizadas para testes do AAA.

de dose na mesma posição e através da menor diferença de posição em que se encontra o mesmo valor de dose (DTA, *distance to agreement*). Todas as medições foram realizadas com feixes de 15 MV produzidos no acelerador linear Clinac 2300 CD.

Testes em meio homogêneo

As medições foram realizadas com câmara de ionização Exradin A16 com 0,007 cc em um fantoma automatizado Wellhofer Blue Phantom. Foi utilizado o eletrômetro CU500E e o software WP700 3.5 para análise dos dados. A distância fonte superfície utilizada foi de 100 cm em todos os casos. Os cálculos realizados no SPT Eclipse foram feitos em um fantoma virtual de 30x30x30 cm³, com unidade Hounsfield equivalente da água (0).

Os dados obtidos para comparação foram:

- curvas de percentual de dose profunda (PDP) para campos abertos quadrados 3x3, 5x5, 10x10, 15x15 e 20x20 cm²; para o campo retangular 8x25 cm² e para o campo conformado pela configuração de MLC E, representada na figura 1;
- perfis de campo na direção *inplane* a 3, 5, 10, e 20 cm de profundidade dos campos abertos 3 x 3, 6 x 6, 10 x 10, 15 x 15 e 20 x 20 cm²;
- perfis de campo na direção *inplane* a 10 cm de profundidade adquiridos com 4 configurações de MLC (A,B,C,D), representadas na figura 1;
- doses absorvidas adquiridas com as configurações de MLC A, D e E. As medições foram realizadas com a câmara de ionização posicionada: 1) no eixo central a 10 cm de profundidade com a configuração A; 2) deslocado do eixo central 2,75 cm na direção *inplane* com a configuração D; 3) no eixo central a 5 cm de profundidade com a configuração E.

Testes em meio heterogêneo

Quatro bastões de PVC medindo 1x1x20 cm³, presos a uma peça de acrílico, foram colocados no fantoma Wellhofer Blue Phantom para a obtenção de perfis de campo (Figura 2). Para a realização dos cálculos no SPT, foi feita uma tomografia com os bastões posicionados em outro fantoma medindo 30 x 30 x 30 cm³ (Figura 3) de forma a reproduzir a profundidade na água usada nas medições. Os perfis de campo foram medidos e calculados na direção *crossplane* nas profundidades de 3,5 cm (bem próxima aos bastões), 5 cm e 10 cm. O tamanho de campo utilizado foi 20 x 20 cm² e a distância fonte-superfície foi 100 cm.

Foi adquirido um meio perfil de campo na direção *inplane* em um fantoma feito com placas de cortiça entre uma placa de água sólida de 5 cm e duas placas de acrílico de 1 cm cada (Figura 4). As medições foram feitas com a câmara de ionização PTW TN31016 Pin Point posicionada na cortiça e eletrômetro Unidos E. Para obtenção do meio perfil, o detector foi deslocado junto com as placas de cortiça e seu posicionamento foi realizado com o auxílio do reticulado do campo luminoso e de um paquímetro.

O tamanho de campo usado foi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e a distância fonte-superfície foi 100 cm.

Uma avaliação do índice gama foi realizada em medições feitas com o arranjo de detectores 2 D Array da PTW em um fantoma heterogêneo de tórax feito de placas de acrílico de 3 cm, duas das quatro utilizadas possuem cavidades para a inserção de um material que simula a densidade eletrônica do pulmão e de um bastão que simula a do osso, feito pela Standard Imaging. O arranjo de detectores foi colocado logo após o material que simula o pulmão. O tamanho de campo usado foi $25 \times 25 \text{ cm}^2$ e foram feitas medições com distância fonte-superfície 100 cm. A avaliação foi realizada com o auxílio do software Verisoft da PTW.

Resultados e discussão

Testes em meio homogêneo

A tabela 1 mostra o resumo dos resultados obtidos nas comparações das curvas de PDP normalizadas em 100% a 3 cm de profundidade. São apresentadas as diferenças percentuais mínima, máxima, média e o desvio padrão de dose após 3 cm de profundidade (região de equilíbrio eletrônico) e os valores mínimo, máximo, médio e desvio padrão de DTA antes de 3 cm (região de *buid up*)

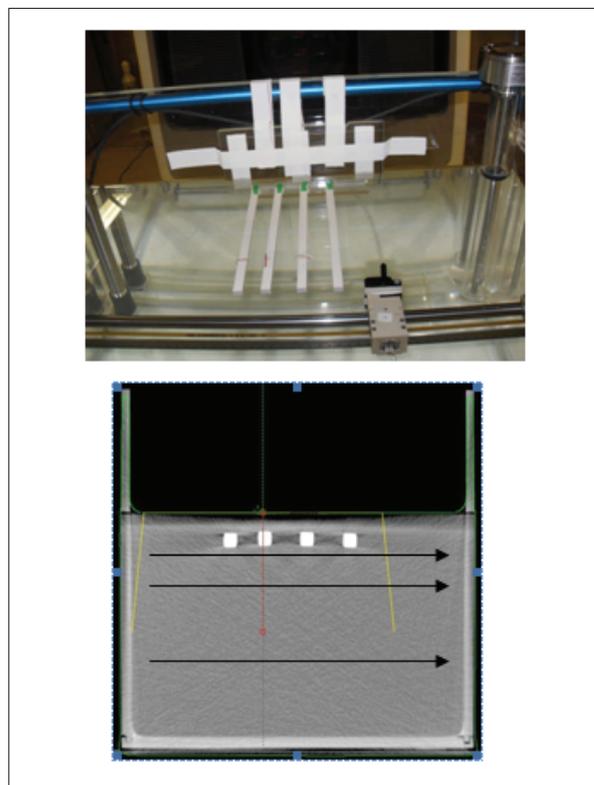
Nas curvas de PDP, os cálculos gerados no SPT tiveram boa concordância com os valores medidos, a média de todas as diferenças de dose, na região de equilíbrio eletrônico, foi inferior a 1% e o valor máximo obtido foi inferior a 1,5%. Os resultados sugerem uma tendência do AAA em subestimar as doses de entrada na superfície para os campos maiores. Nos campos 15×15 , 20×20 , 8×25 e MLC E, o algoritmo gerou valores menores do que os medidos para estas doses. Entretanto, em nenhum ponto da região entre 0,3 e 3 cm foi encontrado um valor maior que 1% de diferença de dose ou 2 mm de DTA.

A qualidade da modelagem da penumbra pode ser avaliada pelos valores da DTA de 10% e 90% das doses relativas medidas (DTA10% e DTA90%). Os valores médios dos perfis obtidos a 3, 5, 10 e 20 cm de profundidade estão na tabela 2.

Este resultado é considerado satisfatório, porém foram encontrados valores de DTA10% elevados (até 9,1 mm) para os campos maiores (15×15 e $20 \times 20 \text{ cm}^2$) na penumbra gerada pelo colimador Y2 do acelerador. Observa-se uma tendência de subdosagem pelo AAA nesta região.

As doses absorvidas calculadas com os campos MLC A e E apresentaram excelente concordância com as medições (diferenças menores que 0,5%). O campo com configuração de MLC D apresenta uma complexidade maior. Na vizinhança do ponto de cálculo há regiões em que não há feixe direto incidente. Neste caso a diferença de dose encontrada foi de 3,8%.

Dos perfis de campo obtidos com as configurações de MLC A, B, C e D será apresentado apenas o obtido com a configuração D, representado na figura 5.



Figuras 2 e 3. Fantoma e imagem tomográfica utilizados na obtenção de perfis de campo abaixo dos bastões de PVC.

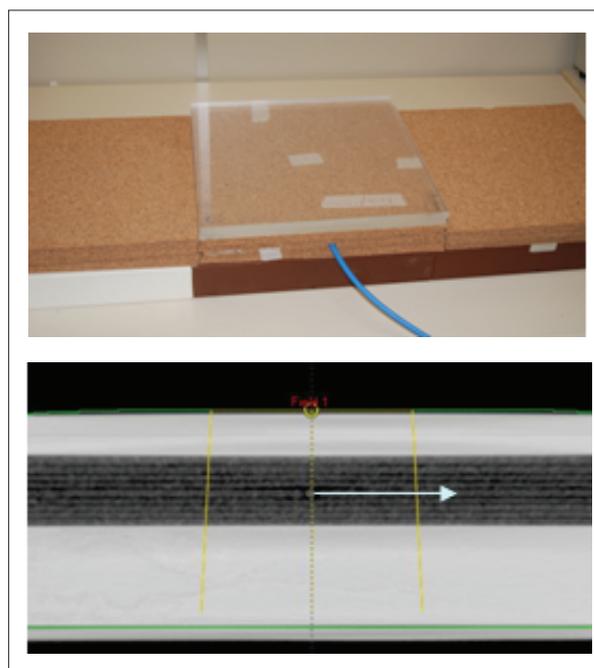


Figura 4. Fantoma e imagem tomográfica utilizada na obtenção de meio perfil na heterogeneidade.

As normalizações das curvas obtidas apresentadas foram feitas considerando as diferenças de dose absorvida medida e calculada encontrada com esta configuração (3,8%): em 100%, para as doses calculadas, e em $100+3,8\%$, para as doses medidas, na posição 2,75 cm.

Tabela 1. Resumo dos resultados obtidos nas comparações das curvas de PDP.

Campo	Diferença % de dose na região de equilíbrio eletrônico [%]		DTA na região de build up [mm]	
	Mín / Máx	Média ± Desv. Pad.	Mín / Máx	Média ± Desv. Pad.
3x3	-0,9 / 1,1	0,1 ± 0,5	-0,7 / 0,5	-0,3 ± 0,3
5x5	0,0 / 0,9	0,5 ± 0,5	-0,1 / 1,0	0,3 ± 0,3
10x10	0,0 / 1,0	0,6 ± 0,2	0,1 / 1,4	0,7 ± 0,3
15x15	0,0 / 1,4	1,0 ± 0,2	0,0 / 4,4	1,0 ± 1,0
20x20	0,0 / 1,2	0,6 ± 0,3	0,0 / 7,9	1,6 ± 2,0
8x25	0,2 / 1,1	0,8 ± 0,2	0,0 / 4,0	1,1 ± 1,0
MLC E	0,0 / 1,4	1,0 ± 0,2	0,4 / 2,1	1,0 ± 0,5

Tabela 2. DTA médio de 10% e 90% das doses medidas obtido a partir do perfis a 3, 5, 10 e 20 cm de profundidade.

Profundidade [cm]	DTA10% [mm]	DTA90% [mm]
3	-2,7/0,5	0,4/-1,1
5	-2,4/1,0	0,7/-1,2
10	-3,3/1,6	0,9/-1,5
20	-4,2/2,1	1,0/-1,5

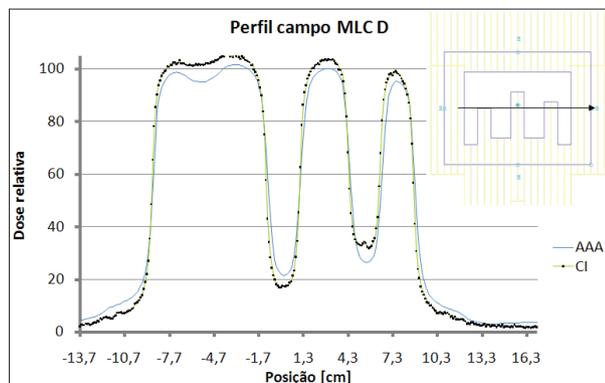


Figura 5. Perfis de campo, calculados (AAA) e medidos com câmara de ionização (CI), obtidos com as configurações de MLC D a 10 cm de profundidade.

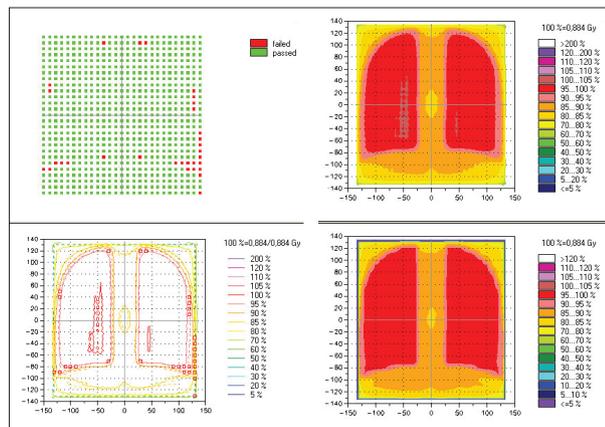


Figura 6. Avaliação do índice gama realizado com o fantoma de tórax.

O perfil de campo calculado com o AAA com a configuração de MLC A apresentou uma boa concordância com as doses medidas na região dentro do campo (pontos em que a dose relativa medida é maior que 50%). A diferença de dose média e máxima encontrada foi de -0,6 e 1,9%, respectivamente. Fora do campo foram observadas diferenças maiores. O DTA10% encontrado foi aproximadamente 8 mm. Os perfis de campo gerados com as configurações de MLC B e C apresentam valores de DTA90% maiores (B: 0,3 mm e -1,7 mm; C: 2,3 mm e -3,4 mm) do que os gerados pelos colimadores (1,0 mm e -1,0 mm para o campo 10 x 10 cm² a 10 cm de profundidade), possivelmente devido a não modelagem da borda arredondada da lâmina nos campos estáticos. O parâmetro gerado com as medições do *leaf gap* é utilizado somente em campos com MLC dinâmico. Este também é um dos possíveis motivos das diferenças de dose observadas na região em que o perfil obtido com a configuração D tangencia as lâminas (posição -5cm). As doses previstas pelo AAA na região do campo gerado com a configuração B protegida apenas pelas lâminas apresentam valores maiores que os medidos (aproximadamente 5 cGy de diferença). Sugerindo a necessidade de um ajuste no valor da transmissividade do MLC usado para alimentar o algoritmo. O AAA apresentou uma suavização da diferença de dose nos pontos protegidos por lâminas (posições 0 e 5 cm). Este resultado sugere que os pesos dados aos espalhamentos gerados em diferentes regiões podem necessitar de ajuste na modelagem usada pelo algoritmo.

Testes em meio heterogêneo

Nos testes realizados com os bastões de PVC, as doses foram normalizadas em 100% em posições de baixo gradiente de dose e as análises realizadas somente na região em que as doses medidas foram maiores que 90%. A maior diferença percentual de dose encontrada foi no perfil obtido mais próximo aos bastões: 5,6%. As comparações dos perfis sugerem uma modelagem pior da distribuição de dose nas regiões próximas à heterogeneidade (o desvio padrão da média das diferenças percentuais de dose foram 1,7%, 1,2% e 1,2% para os perfis obtidos a 3,5; 5; e 10 cm de profundidade, respectivamente).

Este resultado pode ser uma evidência da aproximação da modelagem usada pelo algoritmo: a correção de heterogeneidade é feita considerando apenas um número discreto (16) de direções perpendiculares aos *beamlets*, ou seja, a diferença de espalhamento provocada por heterogeneidades em outros planos não é considerada. Uma tendência do AAA em superestimar a dose na região abaixo dos bastões de PVC também foi observada. As diferenças percentuais de dose média foram 0,8%, 1,5%, e 1,5% para os perfis adquiridos a 3,5; 5; e 10 cm de profundidade, respectivamente.

No meio perfil adquirido com o fantoma feito de cortiça, a diferença do tamanho da penumbra medida e calculada foi maior do que em meio homogêneo. Foi encontrado um valor de 4 mm de DTA no ponto em que a dose percentual medida é 90% (em meio homogêneo o maior valor foi de 2,4 mm para o campo 20 x 20 cm² a 20 cm

de profundidade). Este resultado demonstra que para o uso desta energia, em casos de irradiação de pulmão, é necessário cuidado na definição da margem dada no alvo do tratamento. O SPT pode prever uma cobertura do alvo adequada, mesmo ocorrendo subdosagem.

A avaliação do índice gama realizada com o fantoma de tórax heterogêneo conforme descrito no item 2.2, está representada na figura 6. O critério utilizado na avaliação foi 3% de dose e 3mm. A figura mostra a distribuição de dose medida com o arranjo de detectores e calculada com AAA, representada em uma escala de cores, e os pontos aprovados e reprovados no critério estabelecido. Dos 729 pontos avaliados, 95,7% foram aprovados.

Os pontos reprovados na avaliação do índice gama se encontram na transição do meio que simula o pulmão com o acrílico. Um dos possíveis motivos da dificuldade na previsão das doses nesta região pelo algoritmo é a já citada aproximação que ocorre na fase de correção de heterogeneidade.

Conclusão

Em geral, os cálculos gerados no sistema de planejamento tiveram uma boa concordância com os valores medidos. Nas curvas de PDP não foi encontrado, em nenhum ponto da região entre 0,3 e 3 cm e da região de equilíbrio eletrônico, um valor maior que 1% de diferença de dose ou 2 mm de DTA. Os perfis de campo apresentaram diferenças consideráveis apenas fora do campo (DTA10% de até 9,1 mm). Na avaliação do índice gama realizada com o fantoma de tórax heterogêneo, a aprovação foi de 95,7%. Porém a colimação proporcionada pela borda arredondada do MLC gera uma penumbra prevista pelo algoritmo diferente da medida. Geometrias mais complexas de MLC podem apresentar discrepâncias maiores de doses medidas e calculadas (no presente trabalho foi encontrado diferenças de aproximadamente 4% com a configuração de MLC D). Observou-se uma dificuldade do algoritmo na previsão das doses nas regiões de interface entre meios de diferentes densidades eletrônicas. Para o uso da energia de 15 MV em casos de irradiação de pulmão é necessário cuidado na definição do tamanho de campo em virtude das diferenças das penumbras medidas e calculadas. Outros estudos mostram que a modelagem da penumbra para 6 MV é mais precisa^{16,18}. Esta é a energia sugerida por diferentes autores^{16,20} para a irradiação de pulmão.

Os resultados encontrados permitem a introdução do AAA na prática clínica, tendo em vista as situações nas quais há dificuldade de previsão da distribuição de dose pelo algoritmo.

Referências

- Eclipse Algorithms Reference Guide (P/N B500298R01C), Varian Medical Systems, 2007.
- ICRU. Report 24. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beam of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Washington, DC, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1976.
- International Atomic Energy Agency. Technical Report Series 430. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Vienna: IAEA; 2005.
- AAPM Task Group 23. Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification: a test package prepared by task group 23 of the American Association of Physicists in Medicine. Madison, WI: Medical Physics Publishing; 1995.
- Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, et al. Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beams. ESTRO 2004 Booklet no. 7 (Brussels: ESTRO).
- Fogliata A, Nicolini G, Vanetti E, Clivio A, Cozzi L. Dosimetric validation of the anisotropic analytical algorithm for photon dose calculation: fundamental characterization in water. *Phys Med Biol.* 2006;51:1421-38.
- Krieger T, Sauer OA. Monte Carlo—versus pencil-beam—/collapsed-cone—dose calculation in a heterogeneous multi-layer phantom. *Phys Med Biol.* 2005;50(5):859-68.
- Lydon LM. Photon dose calculations in homogeneous media for a treatment planning system using a collapsed cone superposition convolution algorithm. *Phys Med Biol.* 1998;43:1813-22.
- Casanova Borca V, Pasquino M, Bresciani S, Catuzzo P, Ozzello F, Tofani S; American Association of Physicists in Medicine. Dosimetric evaluation of a commercial treatment planning system using the AAPM Task Group 23 test package. *Med Phys.* 2005;32(3):744-51.
- Ding W, Johnston PN, Wong TP, Bubb IF. Investigation of photon beam models in heterogeneous media of modern radiotherapy. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2004;27(2):39-48.
- McDermott PN, He T, DeYoung A. Dose calculation accuracy of lung planning with a commercial IMRT treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys.* 2003;4(4):341-51.
- Chetty IJ, Charland PM, Tyagi N, McShan DL, Fraass BA, Bielajew AF. Photon beam relative dose validation of the DPM Monte Carlo code in lung-equivalent media. *Med Phys.* 2003;30(4):563-73.
- Chetty IJ, Rosu M, McShan DL, Fraass BA, Ten Haken RK. The influence of beam model differences in the comparison of dose calculation algorithms for lung cancer treatment planning. *Phys Med Biol.* 2005;50(5):801-15.
- Tsiakalos MF, Theodorou K, Kappas C, Zefkili S, Rosenwald JC, Rosenwald. Analysis of the penumbra enlargement in lung versus the quality index of photon beams: a methodology to check the dose calculation algorithm. *Med Phys.* 2004;31(4):943-9.
- Soen J, Krishnamoorthy S, Vasudevan A. A Critical Review of the Performance of Varian's New Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) Utilized in Photon Treatment Planning. *Med Phys.* 2006;33(6):2053.
- Esch AV, Tillikainen L, Pyykkonen J, Tenhunen M, Helminen H, Siljamaki S, et al. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Med Phys.* 2006;33(11):4130-48.
- Gagné IM, Zavgorodni S. Evaluation of the analytical anisotropic algorithm in an extreme water–lung interface phantom using Monte Carlo dose calculations. *J Appl Clin Med Phys.* 2007;8(1):33-46.
- Fogliata A, Vanetti E, Albers D, Brink C, Clivio A, Knöös T, et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol.* 2007;52(5):1363-85.
- Bragg CM, Wingate K, Conway J. Clinical implications of the anisotropic analytical algorithm for IMRT treatment planning and verification. *Radiother Oncol.* 2008;86(2):276-84.
- Aspradakis MM, Morrison RH, Richmond ND, Steele A. Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol.* 2003;48(17):2873-93.