

Comparação entre Dose medida e Calculada com os Algoritmos Pencil Beam do Iplan e AAA do Eclipse para campos pequenos utilizados em Radioterapia Estereotática Fracionada

Comparison between measured and calculated dose with Iplan's Pencil Beam and Eclipse AAA Algorithms for small fields used in Fractionated Stereotactic Radiotherapy

Beatriz M. de Medeiros¹⁻², Luiz F. K. Telles², Fernando P. Japiassu², Ricardo Reis², Jaime L. Ludwig², Estêvão G. P. Campêlo²

¹Fundação do Câncer/UERJ, Rio de Janeiro, Brasil

²Física Médica, Liga Norte Riograndense Contra o Câncer, Natal, Brasil

Resumo

Este trabalho tem por objetivo comparar experimentalmente a entrega de dose para planejamentos com campos pequenos calculados pelos TPS *Eclipse* e *Iplan*, utilizando um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço, considerando a tolerância do TRS 430. A leitura das doses se deu com a utilização da câmara de ionização Exradin A16 inserida no Fantoma antropomórfico num procedimento padrão ("end to end") de Radiocirurgia que englobou desde a tomografia até a entrega da dose. Os resultados coletados com a câmara apresentaram variação de até 5,4% para planejamento com cone de 1 cm de diâmetro, mostraram, também, que o filme, embora com incerteza bem maior que 5%, apresenta melhor resolução do que a câmara A16 para campos abaixo de 2 cm. A dosimetria fotográfica mostrou que há concordância entre dose medida e planejada dentro da tolerância de 3% para planejamentos com campos quadrado equivalente com 0,85 cm de aresta, para ambos os TPS. Para o cone com diâmetro de 0,75 cm também houve concordância dentro desta tolerância. Mesmo com as diferenças nos dados coletados, ambos os algoritmos estudados foram capazes de calcular a dose para planejamentos de campos pequenos com quadrado equivalente de 0,85 cm de aresta até 3,6 cm, utilizando o MLC, dentro da tolerância estipulada por protocolos internacionais.

Palavras-chave: radiocirurgia; dosimetria; fantoma; radioterapia; campos.

Abstract

This work aims to experimentally compare the delivery of doses for planning small fields calculated by TPS Eclipse and Iplan, using an anthropomorphic head and neck simulator, considering the tolerance of TRS 430. The reading of the doses occurred with the use of ionization chamber Exradina A16 inserted in the anthropomorphic phantom in a standard procedure (end to end) of radiosurgery that involves everything from a tomography to the administration of the dose. The results collected with the camera showed variations of up to 5.4% for planning with a 1 cm diameter cone also show that the film, although with much greater uncertainty than 5%, presents better resolution than the A16 camera for fields below 2 cm. The photographic dosimetry showed that there is agreement between the measured and planned dose within the 3% tolerance for plans with square fields equivalent to 0.85 cm in width, for both TPS. For the 0.75 cm diameter cone, there was also agreement on this tolerance.

Even with the differences in the data collected, both studied algorithms were able to calculate the dose for small field planning with an equivalent square of 0.85 cm from the edge at 3.6 cm, using the MLC, within the tolerance stipulated by international protocols.

Keywords: radiosurgery; dosimetry; phantom; radiotherapy; fields.

1. Introdução

A Radiocirurgia consiste na aplicação de pequenos feixes de fótons com alta dose de radiação e poucas frações, utilizando coordenadas estereotáticas. Historicamente, a estereotaxia se refere ao uso de um sistema de coordenadas de três dimensões para localizar alvos dentro do crânio.

O relatório da "Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação" (ICRU) n°91 (1) menciona que recentes incidentes com utilização de feixes estreitos chamaram a atenção para a dificuldade de realizar dosimetria destes campos pequenos. A definição de campos pequenos se

encontra no "Technical Reports Series" (TRS) n° 483 (2) e deve atender a três requisitos:

- 1) Há uma perda de equilíbrio eletrônico lateral no eixo do feixe.
- 2) Há parcial oclusão da fonte de fótons primária pelo colimador.
- 3) O tamanho do detetor é similar ou maior quando comparado com o tamanho do campo.

O fenômeno físico que afeta fortemente a resposta do detetor, neste tipo de dosimetria, é o efeito do volume na perturbação da fluência de radiação no meio. A utilização de materiais com densidade significativamente diferente da água, tais

como cavidades de ar das câmaras de ionização e metais dos componentes eletrônicos dos detectores de diodo contribuem para este fenômeno. Para cada câmara de ionização haverá sempre um tamanho de campo abaixo o qual o volume dela torna-se inaceitavelmente grande. Abaixo deste tamanho, somente câmaras de ionização líquidas ou detectores de estado sólido são adequados para a dosimetria e para campos muito menores eles também exibem substancial perturbação. Filme Radiocrômico pode também ser utilizado devido ao fato de ter boa resolução espacial, pouca dependência com a energia do feixe e a densidade do filme é próxima à da água.

Os resultados da dosimetria de campos pequenos são utilizados como dados de entrada para o software de planejamento de tratamento em radioterapia (TPS) (3), que faz o cálculo da dose no corpo humano devido à irradiação com um feixe estreito. O Eclipse (*Varian Medical Systems*) e o *Iplan* (*brainlab*) são TPS comumente utilizados nas rotinas clínicas dos principais centros. Utilizam algoritmos de cálculo diferentes, o Eclipse utiliza o “*Analytical Anisotropic Algorithm*” (AAA) (4) e o *Iplan* o “*Pencil Beam Kernel*” (PB). Os dois algoritmos são alimentados com dados de entrada medidos de maneira diferente. O *ECLIPSE* utiliza valores de dose liberada em campos quadrados produzidos com o colimador primário e o *IPLAN* utiliza o resultado da dosimetria com campos com o colimador multi-folhas (MLC).

O teste recomendado para avaliar a entrega de dose calculada pelo TPS é utilizando simuladores antropomórficos (TRS n°430) (5), que simulam o corpo humano tanto na sua forma como na densidade dos materiais com o qual ele foi fabricado (TG 53 AAPM) (6). A tolerância para a diferença entre dose medida e calculada pelo TPS com este tipo de simulador é de $\pm 3\%$ (TRS n°430) (5).

O objetivo deste trabalho é avaliar qual é o menor tamanho de campo que é possível utilizar na prática clínica na Liga Norteriograndense Contra o Câncer e comparar experimentalmente a entrega de dose para planejamentos com campos pequenos calculados pelos TPS *Eclipse* e *Iplan*. No trabalho foi utilizado detectores de alta resolução disponíveis na instituição.

2. Materiais e Métodos

Foi realizado procedimento de medida com todos os passos da Radiocirurgia, desde a tomografia até a entrega da dose no aparelho (“*end to end*”). Utilizou-se o equipamento de localização estereotáxica e a máscara da *Brainlab* com a ferramenta de correção do posicionamento guiada por imagem da *VARIAN* (*MV REPOSITIONING*). A figura 1 mostra o simulador antropomórfico na tomografia com a câmara de ionização inserida dentro dele. O fantoma foi fabricado com acrílico, poliacetal e cortiça simulando estruturas do corpo humano tais como tecido mole, osso e pulmão respectivamente. A dosimetria foi realizada com câmara de ionização Exradin A16 com volume de $0,007 \text{ cm}^3$, filme Radiocrômico EBT3 e

densitômetro VICTOREEN modelo 07-443 e TOBIAS modelo TQ+ ambos com diâmetro sensível de 2 mm. Após a realização da tomografia Computadorizada as imagens axiais foram enviadas para o TPS. A dose foi liberada com o acelerador linear IX, energia de 6 MV e colimadores multi-folhas *Millenium 120* (*VARIAN MEDICAL SYSTEMS*).

Foram realizadas duas metodologias para medida da dose de campos pequenos. Uma com câmara de ionização e outra para utilização do filme. Para câmara de ionização foram criados 5 volumes alvos (PTV), a partir do volume da câmara com margens de 0,25 cm, 0,5 cm, 0,75 cm, 1,0 cm e 1,25 cm, que forneceram campos quadrados equivalentes de radiação de 1,5, 2, 2,5, 3 e 3,6 cm, onde o PTV foi conformado com os colimadores multi-folhas (MLC) com lâminas de 0,5 cm. A dose planejada foi 300 cGy. Foram utilizadas técnicas 3D, IMRT, para ambos os softwares, arco dinâmico e arco com cones para o *iPlan*® RT. Os planejamentos foram realizados para cobrir 95% do PTV com 95% da dose prescrita.

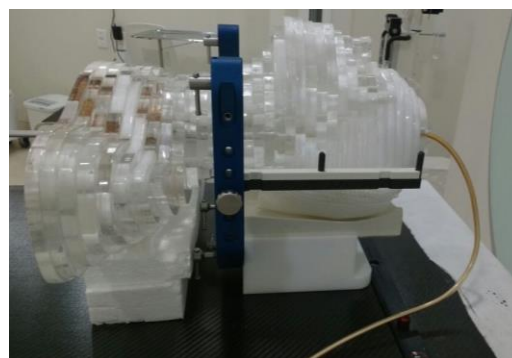


Figura 1. Simulador antropomórfico utilizado com câmara de ionização Exradin A16 inserida no seu interior.

A posição da câmara de ionização é ilustrada na figura 2. Nesta imagem se encontra também a distribuição de dose devido a uma irradiação com dois arcos dinâmicos. A dose média no volume da câmara obtida no histograma dose volume foi comparada com a dose medida na câmara de ionização para todos os planejamentos e tamanhos de campos mencionados. A calibração da câmara de ionização foi realizada com a dose de 300 cGy liberada com dois campos par opostos com tamanho de campo $8 \times 8 \text{ cm}^2$ (figura 3). Estes campos foram programados no simulador na mesma posição da câmara de ionização mostrada na figura 2 e a calibração foi realizada no mesmo momento da dosimetria dos campos pequenos. Este simples método está descrito no AAPM Task Group 119 (7), ele reduz os efeitos de possíveis variações diárias na calibração do acelerador e diferenças entre o simulador e água. Resumindo, a câmara foi posicionada e a leitura de carga de cada planejamento com campo pequeno foi anotada, bem como a leitura da calibração. A intercomparação foi realizada diretamente pela leitura das cargas sem necessidade de qualquer outro fator de correção. Simulações de Monte Carlo indicam que a diferença da relação poder de frenamento da água em relação ao ar devido à mudança de espectro é de apenas de

0,5% quando comparado um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ em relação à um campo de $0,3 \times 0,3 \text{ cm}^2$ (TRS 483²). Nesta metodologia a variação do poder de frenamento do acrílico em relação ao ar do campo $8 \times 8 \text{ cm}^2$ em relação aos campos pequenos estudados foi desprezada.

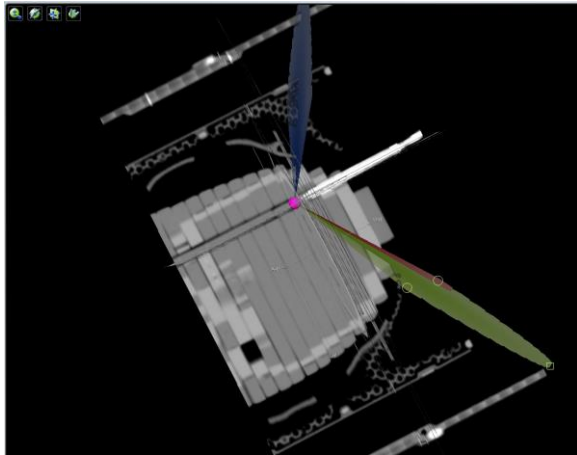


Figura 2. Imagem da posição da câmara de ionização dentro do simulador

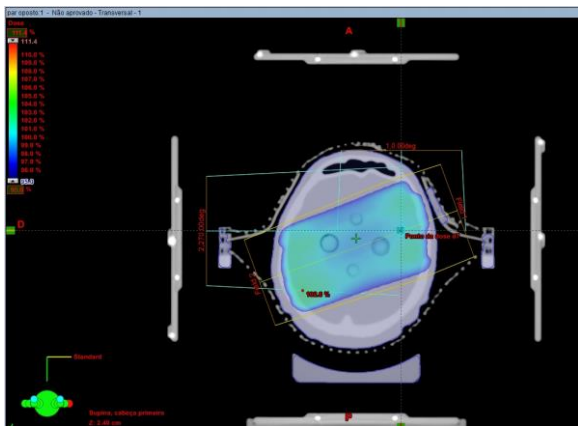


Figura 3. Distribuição de dose devido a dois campos par opostos, utilizado na calibração da câmara de ionização

Para a dosimetria com filmes, a dose utilizada foi de 400 cGy. A análise do gráfico de densidade ótica com a dose mostra que este valor se encontra no meio da variação de resposta linear da DO com a dose, utilizando como meio a água sólida. A curva de densidade ótica com a dose foi levantada colocando o filme à 1,5 cm de profundidade e a câmara de ionização Farmer à 5 cm de profundidade na água sólida. Esta câmara é calibrada e foi utilizada como referência para o cálculo de dose no filme. Foram obtidas duas retas de calibração, uma com o densitômetro TOBIAS e a outra com o VICTOREEN.

A figura 4 mostra a posição do filme no simulador e a distribuição de dose para o planejamento com três arcos dinâmicos que teve como objetivo cobrir 95% do PTV com 95% da dose prescrita. O filme também foi calibrado com dois campos par opostos com dose de 400 cGy mantendo a posição mostrada na figura 4. Sua densidade ótica foi lida e comparado com o valor de 400 cGy da reta de calibração.

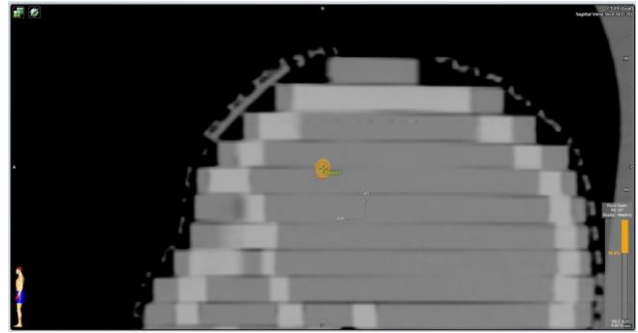


Figura 4. Distribuição da dose devido a um planejamento com arco dinâmico. O filme foi colocado na posição entre as fatias do simulador.

Para determinação da dose dos outros filmes da dosimetria de campos pequenos esta reta foi utilizada. Utilizando esta metodologia, foram realizadas verificação da dose liberada em planejamentos de 3D do *IPLAN*, 3D *ECLIPSE*, arco dinâmico do *IPLAN* para campos quadrados equivalentes menores e iguais à 1,5 cm e arco com cone de 1,5 e 0,75 cm de diâmetro.

As duas metodologias de medida utilizaram os mesmos planejamentos de 3D, com quatro campos em forma de cruz (*Box*). Dois arcos dinâmicos fizeram a distribuição de dose na câmara de ionização e três para o filme. No caso do cone, apenas a dimensão do campo foi modificada. Os planejamentos com IMRT só foram testados para campos de quadrado equivalente maiores e igual a 1 cm.

Foi considerado o desvio padrão da média de duas leituras com a câmara de ionização e de quatro leituras das medidas com filme como a incerteza de medida. Foram utilizados dois densitômetros diferentes, duas curvas de calibração na água sólida e uma calibração no acrílico do simulador antropomórfico com dose de 400 cGy com campos par opostos $8 \times 8 \text{ cm}^2$.

3. Resultados e Discussões

3.1. Equivalência do Simulador Antropomórfico

A tabela 1 mostra a comparação das propriedades físicas dos materiais do simulador com o paciente que serviu de modelo para a construção do mesmo.

Tabela 1: Comparação entre densidade física, densidade relativa de elétrons e número de CT dos materiais do simulador e propriedades dos tecidos do paciente modelo.

		Densidade de massa (g/cm ³)	Densidade relativa de elétrons	Valor de CT (HU)
Paciente	Tecido mole	1.059 – 1.026	1.070 – 1.024	63 – 25
	Pulmão	0.260 – 0.001	0.291 – 0.012	-719 – (-988)
	Ossos	1.228 – 1.301	1.241 – 1.295	346 – 471
Fantoma	Tecido mole	1.063 – 1.063	1.076 – 1.077	68 – 69
	Pulmão	0.280 – 0.001	0.312 – 0.000	-699 – (-1000)
	Ossos	1.229 – 1.230	1.243 – 1.244	349 – 351

Esta tabela mostra o quanto o simulador é equivalente aos tecidos do ser humano.

3.2. Resultado das medidas

Os gráficos da figura 5 e 6 foram utilizados para avaliar a linearidade da resposta da DO com a dose e para calibrar os filmes com relação à dose na água sólida.

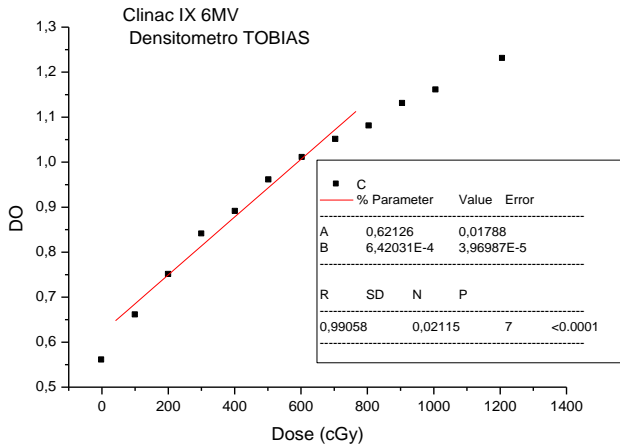


Figura 5. Variação da DO com a dose na água sólida. A faixa de 200 a 600 cGy mostra a região da curva ideal para dosimetria.

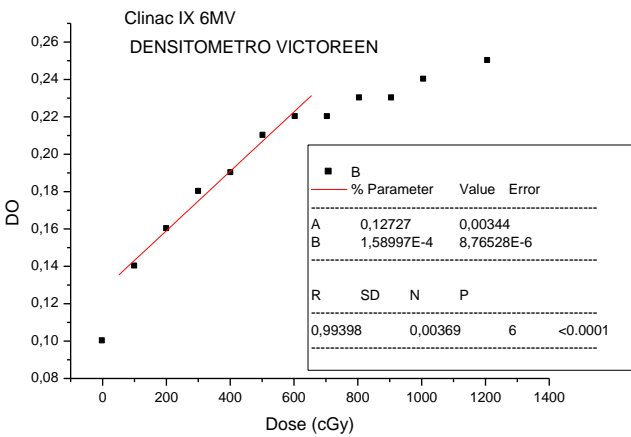


Figura 6. Variação da DO com a dose na água sólida. A faixa de 200 a 600 cGy mostra a região da curva ideal para dosimetria. A leitura realizada com densitômetro VICTOREEN

Os resultados são mais bem visualizados nos gráficos que se encontram da figura 7 até a figura 12, sendo que os traços mostram a tolerância ($\pm 3\%$).

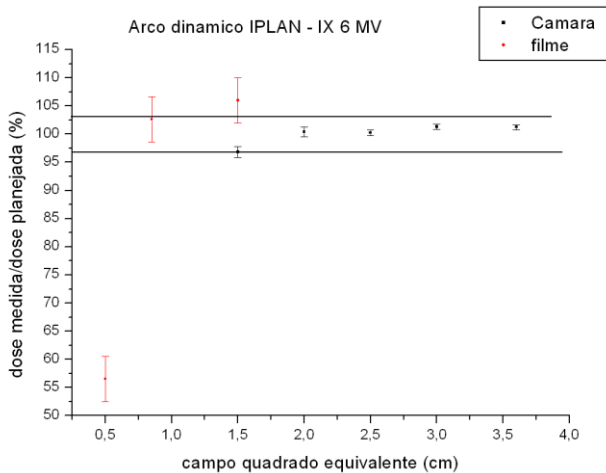


Figura 7. Gráfico mostrando os resultados da medida com câmara de ionização e filme Arco Dinâmico

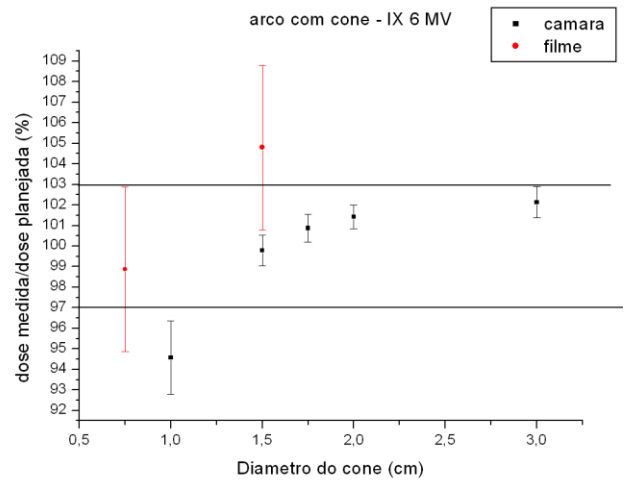


Figura 8. Gráfico mostrando os resultados da medida com câmara de ionização e filme – Arco com cone

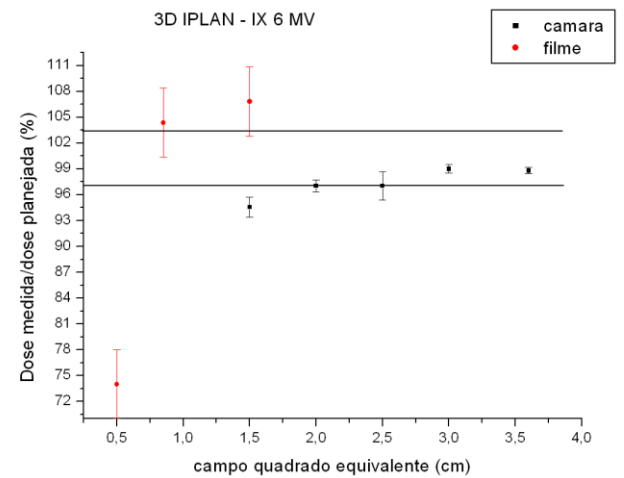


Figura 9. Gráfico mostrando os resultados da medida com câmara de ionização e filme – 3D

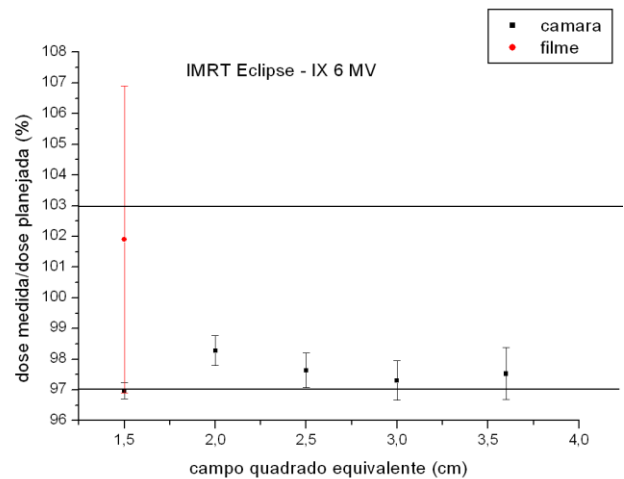


Figura 10. Gráfico mostrando os resultados da medida com câmara de ionização e filme – IMRT

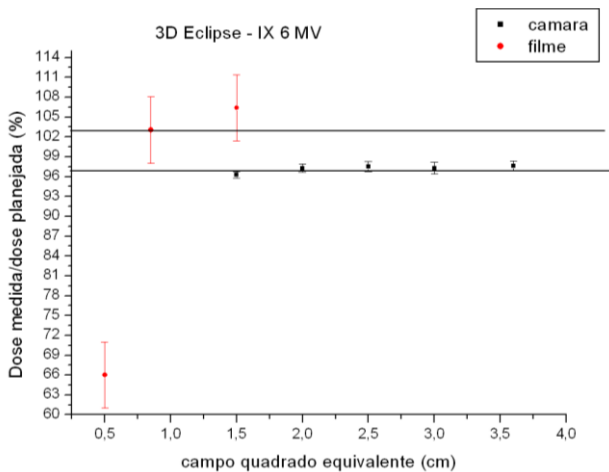


Figura 11. Gráfico mostrando os resultados da medida com câmara de ionização e filme – 3D

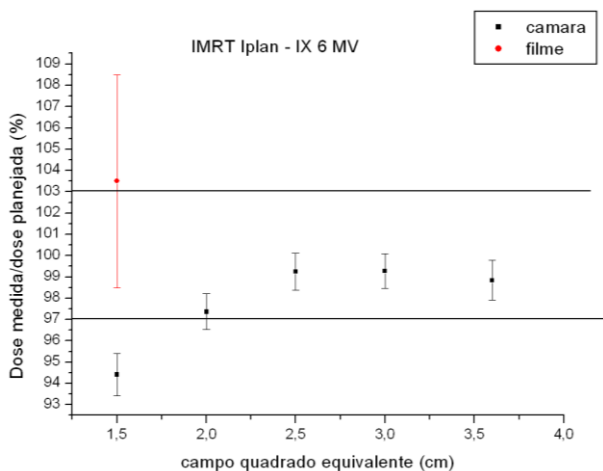


Figura 12. Gráfico mostrando os resultados da medida com câmara de ionização e filme – IMRT

Os resultados das medidas com câmara apresentaram variação de até 5,4% para planejamento com cone de 1 cm de diâmetro. Todos os planejamentos com tamanho de campo com quadrado equivalente de 1,5 cm apresentaram desvios maiores que 3% quando comparado com as medidas com câmara de ionização. Os autores do TRS 483 (2) mencionam que o limite externo do detector deve estar pelo menos à uma r_{LCPE} (0,44 cm) distância até a borda do campo (50% da dose). O menor campo que pode ser avaliado com este feixe e com esta microcâmara é de 1,2 x 1,2 cm². Tal fato explica os resultados ruins para campos de quadrado equivalente de 1,5 cm e menores. Para ambos os algoritmos as diferenças entre as doses calculadas e medidas foram menores que 3% para campos quadrados equivalente maiores e igual a 2 cm de aresta.

Os resultados mostraram que o filme, embora com incerteza bem maior 5%, apresenta melhor resolução do que a câmara A16 para campos abaixo de 2 cm. Os dois algoritmos não obtiveram sucesso na comparação com a dose medida para planejamentos com campos menores que 0,85 cm de quadrado equivalente. Existem duas possibilidades para explicar este fato:

1) A resolução do densitômetro pode não ter sido suficiente.

2) A dosimetria para entrada dos dados nos dois softwares foram realizadas até o campo quadrado de 1 cm². Abaixo deste valor o algoritmo faz uma extrapolação.

A dosimetria fotográfica mostrou que há concordância entre dose medida e planejada dentro da tolerância de 3% para planejamentos com campos quadrado equivalente com 0,85 cm de aresta, para ambos os TPS. Para arcoterapia com o cone de diâmetro de 0,75 cm também houve concordância dentro desta tolerância.

4. Conclusão

Os dois algoritmos estudados foram capazes de calcular a dose para planejamentos de campos pequenos com quadrado equivalente de 0,85 cm de aresta até 3,6 cm, utilizando o MLC, dentro da tolerância estipulada por protocolos internacionais. O IPLAN também foi capaz de calcular a dose para o arco com cone de 0,75 cm até 3 cm de diâmetro, considerando a mesma tolerância de 3%.

Para campos abaixo de 0,85 cm de aresta os erros foram muito grandes sendo impeditivo para utilização em Radiocirurgia. Sendo assim ficou determinado que o menor campo quadrado utilizado na prática clínica da instituição é com aresta de 0,85 cm.

Referências

- Wilke, Lotte et al. ICRU report 91 on prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams. *Strahlentherapie Und Onkologie*, [s.l.], v. 195, n. 3, p.193-198, 16 jan. 2019. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00066-018-1416-x>.
- Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens JP, Christaki KE, Meghzifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: summary of TRS-483, the IAEA–AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination - Palmans - 2018 - Medical Physics - Wiley Online Library. *Med Phys*. 2019; **45**: e1123– e1145.
- Gonçalves LR, Pieri K, Silva MA, Santos GR, Sales CP, Rubo RA, Nakandakari MVN, Cunha APV, Santos CZ, Rodrigues LN, Furnari L. Testes dosimétricos para comissionamento de sistemas de planejamento em radioterapia 3DCRT. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2012;6(3):119-23.
- Van Esch, Ann et al. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Medical Physics*, [s.l.], v. 33, n. 11, p.4130-4148, 17 out. 2006. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2358333>.
- Sharpe, Michael B.. IAEA Technical Reports Series No. 430: Commissioning and Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer. *Medical Physics*, [s.l.], v. 33, n. 2, p.561-561, 31 jan. 2006. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2167371>.
- Fraass, Benedick et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Medical Physics*, [s.l.], v. 25, n. 10, p.1773-1829, out. 1998. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1118/1.598373>.
- Gary A, Ezzel et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 119: Commissioning Tests Instructions for Planning, Measurement, and analysis Version 10/21/2009.

Contato:

Luiz Flávio Kalil Telles
CHAMA – Centro Hospitalar Manoel André
Bairro Senador Arnon de Melo. AL 220 Km 02.
luizflaviokt@hotmail.com