

Determinação do tamanho da fonte de um acelerador linear para o algoritmo de cálculo de dose Acuros®XB utilizando campos pequenos

Spot size determination of a linear accelerator for the Acuros®XB dose calculation algorithm using small fields

André Banhate¹, Geraldo G. Perez¹, Leonardo F. da Silva¹, Guilherme A. Pavan¹

¹Barretos Cancer Hospital, Barretos, Brasil

Resumo

Devido aos novos avanços nos tratamentos radioterápicos, como as técnicas de intensidade modulada, as ferramentas usadas para descrever e representar o acelerador linear vem sendo aprimoradas, existindo uma preocupação maior para o cálculo de dose em situações de campos pequenos. O algoritmo Acuros®XB, apresenta resultados interessantes para tais problemas, porém, para o cálculo preciso é essencial a escolha adequada do parâmetro da modelagem do feixe chamado tamanho da fonte (*SpotSize*), que é a representação da fonte primária que modela os fótons de *Bremsstrahlung* criados no alvo. O objetivo do trabalho é avaliar a influência do *SpotSize* na acurácia do cálculo de distribuição de dose em campos pequenos utilizando o algoritmo Acuros®XB e encontrar o seu valor ideal. Quatro modelos de tamanho de fonte (0,5 x 0,5 mm², 1 x 1 mm², 1,5 x 1,5 mm² e 1,0 x 0,5 mm²) foram criados, através da ferramenta *Beam Model* do sistema de planejamento de tratamento *Eclipse (versão 13)*, e avaliados em diferentes tamanhos de campo e grade de cálculo para o Acelerador Linear *Varian TrueBeam STx (Millennium HD 120)* utilizando filmes Gafchromic EBT3. A avaliação consistiu em verificar a concordância da dose absoluta no eixo central do feixe e a concordância do perfil calculado do feixe com o perfil medido através do *Software Omni Pro I'mRT® (IBA, versão 1.7)*. Após encontrar o valor ideal do *SpotSize*, realizou-se uma validação do modelo ideal utilizando 10 casos clínicos de Radiocirurgia Estereotáxica Craniana (*SRS – Stereotactic Radiosurgery*) de lesões únicas e volumes de dimensão máxima de 1,2 cm³, nos quais foram realizados o controle de qualidade paciente-específico utilizando sistema *EPID (Electronic Portal Imaging Device)* e a ferramenta *Portal Dosimetry®*. Verificou-se que o modelo de tamanho de fonte de 1,0 x 0,5 mm² apresentou os melhores resultados quando comparadas as medidas irradiadas com as medidas calculadas, sendo o modelo recomendado para configurar o algoritmo de cálculo de dose Acuros®XB em situações de campos pequenos, como SRS. Nos casos clínicos analisados, o *SpotSize* modelado apresentou desempenho igual ou superior ao *SpotSize* padrão (1,0 x 1,0 mm²) para a análise gama com critério de avaliação de 1%/1mm e *threshold* de 10 %.

Palavras-chave: Tamanho da fonte; Algoritmo AcurosXB, Acelerador Linear; Algoritmos de Cálculo de Dose; Filme Radiocrômico; Varian TrueBeam STx.

Abstract

Due to new advances in radiotherapy treatments, such as the intensity modulated techniques, the tools used to describe and represent the linear accelerator have been improved, with a greater concern for dose calculation in small field situations. The Acuros®XB algorithm presents interesting results for such problems, however, for the precise calculation it is essential to choose the appropriate value for the parameter of the beam modeling called *SpotSize*, which is the representation of the primary source that models the created *Bremsstrahlung* photons created in the target. The study aims to evaluate the influence of *SpotSize* for the accuracy of small field dose distribution calculation using the Acuros®XB algorithm and to find its ideal value. Four models of *Spot Size*, 0.5 x 0.5 mm², 1 x 1 mm², 1.5 x 1.5 mm² and 1.0 x 0.5 mm², through the *Beam Model* tool of *Eclipse Treatment Planning System (version 13)* were tested and evaluated in different field sizes and calculation grid size for the *Varian TrueBeam STx Linear Accelerator (Millennium HD 120)* using *Gafchromic EBT3* radiochromic films. The evaluation was executed by verifying the absolute dose agreement on the central axis of the beam and the agreement of the calculated beam profile with the measured profile through the *Omni Pro I'mRT® Software (IBA)*. After finding the optimal value, a validation of the ideal model was performed by using 10 clinical cases of *Stereotactic Radiosurgery (SRS)* of single lesions with maximum dimensions of 1.2 cm³, where *Patient-Specific Quality Assurance* was performed using the *EPID (Electronic Portal Imaging Device) System* and the *Portal Dosimetry* tool. It was found that the 1.0 x 0.5mm² *SpotSize* model presented the best results when comparing the irradiated measurements with the calculated measurements, which is the recommended model to configure the Acuros®XB dose calculation algorithm in small field situations, as in *Stereotactic Radiosurgery (SRS)*. In the clinical cases analyzed, the modeled *SpotSize* performed at or above the standard *SpotSize* for gamma analysis with a 1%/ 1mm criteria and a 10% dose threshold.

Keywords: *Spot Size*; *Algorithm AcurosXB*, *Linear Accelerator*; *Dose Calculation Algorithms*; *Radiochromic Film*; *Varian TrueBeam STx*.

1. Introdução

Os avanços tecnológicos que a Radioterapia sofreu ao longo dos anos permitiu uma melhora na entrega de dose no alvo de tratamento, diminuindo toxicidade nos tecidos sadios adjacentes, e se devem ao

aprimoramento das ferramentas usadas para garantir acurácia e precisão durante a Radioterapia, tais como os sistemas de entrega de tratamento e os sistemas de modelagem e cálculo de dose.

Alguns exemplos dos avanços nos sistemas de entrega de tratamento são os *MLC HD (High*

Definition Multileaf Collimator – Colimador multilâminas de alta definição), com dimensões milimétricas; as mesas robóticas 6 *DoF* (*Degrees of freedom* – Graus de liberdade), possibilitando diversos graus de liberdade no posicionamento do paciente; feixes *FFF* (*Flattening Filter Free* – Sem Filtro Aplainador), que diminuem o tempo de tratamento consideravelmente devido à alta taxa de dose (MU/min); e a variedade de sistemas *IGRT* (*Image-Guided Radiation Therapy* - Radioterapia Guiada por Imagem), que melhoraram o monitoramento da posição do paciente durante a Radioterapia.

Já os sistemas de modelagem e cálculo de dose estão relacionados com a capacidade de descrever e representar características do Acelerador Linear (AL). A modelagem da entrega de dose do AL é feita pelo *TPS* (*Treatment Planning System* – Sistema de Planejamento de Tratamento) através de um algoritmo de cálculo. Para que ocorra uma correta modelagem destes algoritmos, informações mecânicas e dosimétricas referentes ao AL precisam ser medidas e informadas para o TPS, tais como fatores dosimétricos, fatores de espalhamentos, fatores de rendimento, fatores de transmissão, DLG (*Dynamic Leaf Gap*). Um parâmetro igualmente importante para a modelagem e cálculo de dose a ser definido é o tamanho da fonte.

Diferentes algoritmos de modelagem estão disponíveis comercialmente para o cálculo da distribuição de dose, a exemplo: os métodos de *Monte Carlo*, *AAA* (*Analytical Anisotropic Algorithm*) e *Acuros@XB*, cada qual com suas características. A modelagem dos algoritmos pode ser dividida na modelagem da fonte do acelerador linear, no transporte da fluência gerado pelo modelo da fonte até o paciente, no cálculo da fluência de fótons espalhada no paciente, no cálculo da fluência eletrônica espalhada no paciente e, por fim, no cálculo da dose¹. Na etapa de modelagem da fonte do acelerador linear, tem-se que uma das componentes é a representação da fonte primária que modela os fótons de *Bremsstrahlung* criados no alvo e que não interagem na cabeça do acelerador e pode ser ajustada pelo parâmetro tamanho da fonte (*SpotSize*).

Para o *Acuros@XB* e o *AAA*, o *TPS Eclipse* (Varian Medical Systems) utiliza um modelo de cálculo de dose de fonte dupla, consistindo na fonte primária e na fonte extra-focal.² A fonte extra-focal é uma fonte de formato Gaussiana localizada na posição do filtro aplainador. Para feixes sem filtro aplainador, como o modo de energia 6 MV-*FFF* avaliado neste estudo, a modelagem de fonte extra-focal é desativada, pois o principal elemento que contribui para a necessidade de modelagem extra-focal (ou seja, o filtro de aplainador) não está presente. Como já mencionado, a fonte primária pode ser ajustada usando o parâmetro *SpotSize* Efetivo (podendo ser alterado separadamente nas direções X e Y). O tamanho finito da fonte primária é modelado via aplicação de um filtro gaussiana suavizador à fluência de energia dos fótons primários, com o parâmetro de *SpotSize*

representando a FWHM do filtro gaussiano no plano do isocentro³.

Através da ferramenta *Beam Model* do *TPS*, um ajuste do *SpotSize* efetivo pode ser realizado nas direções X (*cross-line*) e Y (*in-line*), com seus valores dados em milímetros. Recomenda-se que este parâmetro seja ajustado manualmente para cada equipamento com base em medições de alta resolução, como por exemplo, medidas com filme. O *SpotSize* efetivo terá um efeito significativo no cálculo de dose absoluta para tamanhos de campo muito pequenos (valores menores que 1 x 1 cm²) e para a forma da penumbra calculada para todos os tamanhos de campo².

Para realizações de medidas com filme, o filme dosimétrico radiocrômico *Gafchromic EBT3* se mostra uma ótima alternativa para medidas dosimétricas para feixes de raios X de alta energia, devido à sua alta resolução espacial e baixa dependência energética^{4,8}.

Atualmente, existe uma preocupação com o cálculo de dose em situações de campos pequenos. Segundo o documento *IAEA Technical Reports Series 483*, um feixe de fótons externo é designado como pequeno quando pelo menos uma das três condições físicas a seguir é preenchida: (i) existe uma perda de equilíbrio lateral de partículas carregadas no eixo do feixe; (ii) há oclusão parcial da fonte primária de fótons pelos dispositivos de colimação no eixo do feixe; (iii) O tamanho do detector é semelhante ou grande em comparação com as dimensões do feixe⁴. Tais condições complexas de se modelar podem gerar uma distribuição de dose incorreta.

O algoritmo *Acuros@XB* surge como uma solução para tais problemas, com a promessa de fornecer melhores resultados em regiões com desequilíbrio lateral de partículas, campos com oclusão parcial da fonte, além de regiões com interfaces de heterogeneidade⁵, porém a escolha adequada do *SpotSize* é essencial para a modelagem precisa de pequenos campos.

O *Acuros@XB* usa uma técnica sofisticada para resolver a Equação de Transporte de Boltzmann Linear, que governa o comportamento macroscópico de partículas no meio, e contabiliza diretamente os efeitos dessas heterogeneidades nos cálculos das doses dos pacientes. Ele fornece precisão comparável aos métodos de Monte Carlo no planejamento de tratamento para toda a gama de feixes de raios X produzidos por aceleradores lineares clínicos, 4MV - 25MV com velocidade de cálculo melhorada e sem ruído estatístico¹.

A otimização e modelagem do *SpotSize* para um AL é temática nova e recente na Radioterapia, ainda com poucas publicações sobre o assunto. Em 2013, Torstí et al., realizou uma avaliação experimental da precisão do cálculo da dose para os algoritmos *AAA* e *Acuros@XB* para tamanhos de campo pequenos, na qual discutiu as medições e os procedimentos de otimização manual que ajudam a melhorar a precisão do cálculo da dose para campos pequenos usando o modelo de fonte de feixe de fótons Varian *VPBSM* (*Varian Photon Beam Source Model*)⁶. O autor

avaliou medidas de campos delimitados apenas pelos colimadores (*jaws*), campos delimitados apenas pelo *MLC* e campos com diferentes combinações de aberturas de *jaws* e de *MLC* para a formação do campo, usando filme radiocrômico Gafchromic, calibrado para fornecer a dose absoluta. O autor ressalta que algoritmo *Acuros@XB* traz uma melhoria importante para medidas de pequenos campos. Mais que isso, segundo ele, se um feixe for usado para o cálculo da dose em campo pequenos, o aspecto mais importante a ser considerado durante a modelagem deste feixe é o ajuste manual do *SpotSize* nas direções X e Y, de forma a obter uma boa concordância com valores de dose absolutos medidos para pequenas aberturas de campo delimitadas pelo *MLC*, além também, do *SpotSize* afetar a largura da penumbra, devendo ser levado em consideração durante a otimização deste parâmetro.

Em 2017, Gardner et al. em seu estudo detalharam um método para a seleção do tamanho da fonte para tratamentos de Radiocirurgia Estereotáxica Craniana (SRS) no *TPS Eclipse* para o algoritmo de cálculo de dose *Acuros@XB*. Segundo o autor, a modelagem dos dados de campos pequenos no *Eclipse* essencialmente é uma combinação da determinação do fator de rendimento específico do campo, da modelagem das bordas arredondadas das lâminas do *MLC* (determinado principalmente a partir do valor *DLG* no *Eclipse*) e a modelagem da fonte⁵.

O autor avaliou um total de cinco modelos de *SpotSize* (0,5 x 0,5 mm², 0,75 x 0,75 mm², 1 x 1 mm², 1,25 x 1,25 mm² e 1,5 x 1,5 mm²), cuja análise incluiu medidas em dois aceleradores com diferentes modelos de *MLC*: Acelerador *Varian Edge* com *Millennium120 HD MLC* (largura das lâminas centrais do *MLC* de 0,25 cm) e Acelerador *Varian TrueBeam* com *MLC Millennium 120* padrão (largura das lâminas centrais do *MLC* de 0,5 cm). Além disso, variou-se também o *DLG* e a técnica de entrega de dose para SRS (Arcoterapia Volumétrico Modulado [*VMAT - Volumetric Modulated Arc Therapy*] e Arco Dinâmico Conformacional [*DCA - Dynamic Conformal Arc*]). Para medir a dose, foram utilizados filmes radiocrômicos Gafchromic inseridos no plano coronal de um fantoma de água sólida. Os resultados do autor indicaram a necessidade de avaliar o *SpotSize* quando o *Acuros@XB* é usado para modelar a entrega de dose em tratamentos de SRS.

Em 2013, uma publicação do Hospital *Kaiser Franz Josef de Viena*, Áustria, realizou uma otimização do *SpotSize* para os algoritmos *AAA* e *Acuros@XB*. Foi utilizada dosimetria com filme para otimizar os *SpotSize*, utilizando três tamanhos de campo considerados pequenos: um campo de 1 x 1 cm² com o campo definido pelos *jaws*, um campo de 1 x 1 cm² definido pelo *MLC* (*jaws* ajustados para 2 x 2 cm²) e um campo de 0,5 x 0,5 cm² definido pelo *MLC* (*jaws* ajustados para 2 x 2 cm²). Os valores de *SpotSize* foram ajustados de forma a melhorar a concordância tanto dos perfis dos feixes quanto da dose absoluta entre os dados medidos e calculados. O autor discutiu as possíveis diferenças e efeitos em se utilizar os

campos delimitados pelos *jaws* e pelo *MLC* para o ajuste do *SpotSize*, optando por otimizar baseado em campos delimitados pelo *MLC* por ser clinicamente mais relevante, uma vez que praticamente todos os campos em planos modulados utilizam o sistema de *MLC*⁷.

Sendo assim, uma vez que a escolha incorreta do *SpotSize* pode afetar a acurácia do tratamento, a avaliação da influência do *SpotSize* no cálculo de dose torna-se essencial.

O objetivo do trabalho visa determinar as dimensões ideais de *SpotSize* para um acelerador linear em situações de campos pequenos utilizando o algoritmo de cálculo de dose *Acuros@XB*. Após encontrar o valor ideal, realizou-se a validação do modelo utilizando casos clínicos de SRS de lesões únicas e volumes pequenos.

2. Materiais e Métodos

O presente trabalho foi desenvolvido dentro do Hospital de Amor de Barretos, unidade I, no departamento de Radioterapia, fazendo uso do Acelerador Linear *Varian TrueBeam STx* (SN:2440), com colimadores multilâminas *Varian Millennium HD 120* (lâminas centrais com espessura de 0,25 cm), utilizando feixe de 6MV *FFF*, com taxa de dose máxima de 1400 MU/min. Os planos foram planejados usando o *TPS Varian Eclipse* (v.13) e o algoritmo cálculo de dose *Acuros@XB*.

Para avaliação da influência do *SpotSize* no cálculo de dose, foram criadas diferentes configurações de *SpotSize*, variando de 0,5 mm a 1,5 mm, através da ferramenta *Beam Model* do *TPS*, onde são escolhidas as dimensões do *SpotSize* nas direções X (*cross-line*) e Y (*in-line*). Inicialmente foram testados 3 modelos de *SpotSize* no formato quadrado (0,5 x 0,5 mm², 1,0 x 1,0 mm² e 1,5 x 1,5 mm²), e durante o processo de modelagem foi testado um valor de *SpotSize* retangular de dimensões X = 1,0 mm e Y = 0,5 mm. Vale ressaltar que o valor padrão para o *SpotSize* adotado e utilizado pela fabricante é de 1,0 mm nas direções X e Y.

Para comparar os diferentes tamanhos da fonte foram realizadas medidas em filme radiocrômico *Gafchromic EBT3*, e a avaliação consiste em verificar a concordância do perfil calculado do feixe com o perfil medido com o filme.

As avaliações foram feitas para dois diferentes tamanhos de campo, considerados pequenos, sendo eles:

- Campo de radiação 1,0 x 1,0 cm², definido pelo *MLC*. Os *jaws* foram ajustados a 3 x 3 cm².
- Campo de radiação 0,5 x 0,5 cm², definido pelo *MLC*. Os *jaws* também foram configurados a 3 x 3 cm².

A configuração destes tamanhos de campo pode ser vista na Figura 1. O *jaws* foram ajustadas a 3 x 3 cm² pois este é o menor tamanho de colimadores aferido durante o processo do comissionamento do equipamento e inserido do sistema de planejamento.

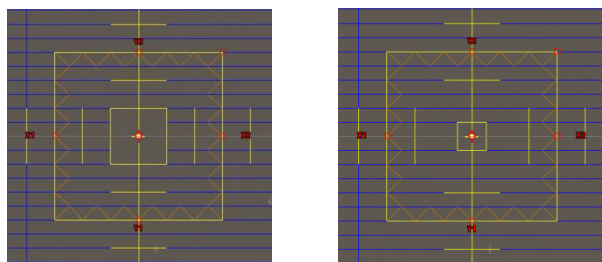


Figura 1. Tamanhos de campos, $A = 1,0 \times 1,0 \text{ cm}^2$ (esquerda) e $A = 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ (direita) utilizados para avaliação do *SpotSize*.

As medidas em filme foram realizadas utilizando filmes *radiocrômicos Gafchromic EBT3* posicionados perpendicularmente ao eixo central do feixe dentro de um objeto simulador de água sólida (placas de água sólida). O filme foi posicionado na profundidade de 10 cm, com distância fonte-eixo (*Source Axis Distance – SAD*) de 100 cm, sendo irradiado com 1400 UM (Unidades Monitoras). A configuração de posicionamento para irradiação dos filmes utilizada é mostrada na Figura 2.



Figura 2. Configuração de posicionamento utilizada para avaliação do *SpotSize*.

Uma tomografia computadorizada (CT) do fantoma e da configuração de posicionamento foi adquirida para planejamento. O isocentro do campo foi posicionado no plano do filme. Durante o planejamento, foi utilizada uma grade de cálculo (*grid size*) de 0,1 cm. O modo de cálculo de dose para os cálculos do algoritmo *Acuris@XB* foi Dose no Meio (*D2M*). Os planos de dose coronal foram exportados com um tamanho de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ e $354 \times 354 \text{ px}$, o que resulta em uma resolução espacial de 0,0085 cm. Dois planos utilizando uma grade de cálculo de 0,25 cm foram irradiados para avaliar o efeito da grade de cálculo na distribuição de dose em medidas de campos pequenos. Um resumo das diferentes configurações de *SpotSize*, tamanho de campo, grade de cálculo avaliadas neste trabalho podem ser visualizadas na Tabela 1.

Tabela 1. Configurações de *SpotSize*, tamanho de campo e grade de cálculo avaliada no estudo.

Tamanho de Campo (cm ²)			
0,5		0,1	
SpotSize (mm ²)			
0,5 x 0,5	1,0 x 1,0	1,5 x 1,5	1,0 x 0,5
Grade de Cálculo (cm)			
0,1		0,25	

As medidas foram repetidas três vezes para cada combinação de *SpotSize*, tamanho de campo e grade

de cálculo, de forma que os dados das medidas foram resumidos por meio da estatística descritiva, utilizando média e desvio padrão para representar as medidas de tendência central e de dispersão, respectivamente.

Seguiram-se também as recomendações de configurações de escaneamento: modo profissional, película positiva de filme, imagem no modo 48-bit color, sem correção de cores e com resolução de 300 dpi (*dots per inch*)^{9,10}.

Aos filmes escaneados foram aplicadas 1) correções de artefatos, em que um filme não irradiado foi utilizado para gerar uma imagem de fundo que serviu para correção de possíveis artefatos gerados no processo de escaneamento do filme; e 2) curva de calibração lote de filme radiocrômico, que descreve a relação de conversão de *ADC (Analogic Digital Conversor)* para dose absorvida na água.

A análise estatística e verificação 2D dos planos feita no *Software OmniPro-I^mRT® (IBA)*, versão 1.7b. O sinal do filme foi normalizado para o eixo central (CAX), sendo este valor 100%. Aos dados do plano coronal exportado foram aplicados um reescalonamento sincronizado. Os métodos de análise entre os dados calculados e medidos foram avaliação de dose absoluta, comparação dos perfis laterais nas direções X e Y; e análise do índice *Gama*, que avalia a distribuição de dose através de desvios espaciais e de dose, utilizando critério de 3%/3mm, 2%/2mm e 1%/1mm com *threshold* de dose de 10%; e análise do índice de correlação *r*. O coeficiente de correlação *r* descreve quão bem duas distribuições de dados são correlacionadas entre si. Tem-se que $r = 1$ significa que elas são altamente correlacionadas; e $r = 0$ significa que não há correlação estatística entre as duas distribuições⁹.

Por fim, para verificar se foi feita a escolha correta do modelo, realizou-se uma validação utilizando casos clínicos já tratados na instituição de SRS de lesões únicas com alvos de dimensão máxima de $1,2 \text{ cm}^3$. Ao todo, 10 casos clínicos de SRS foram avaliados. Os planos clínicos de SRS, inicialmente planejados com o algoritmo AAA, foram recalculados utilizando o novo modelo de algoritmo *Acuris@XB* mantendo-se todas as características (número de arcos, energia, taxa de dose, geometria e modulação de lâminas) do plano original. Para cada plano, foi realizado o controle de qualidade (CQ) paciente-específico utilizando sistema *EPID (Electronic Portal Imaging Device)* e a ferramenta *Portal Dosimetry®* para a análise *Gama* com critério 1%/1mm e *threshold* de 10 %. O modelo de *SpotSize* $1,0 \times 0,5 \text{ mm}^2$ foi comparado com modelo padrão de *SpotSize* ($X = 1,0 \text{ mm}$ e $Y = 1,0 \text{ mm}$).

3. Resultados e Discussão

3.1 Medidas com Filme

Inicialmente, para avaliar as implicações de medidas com filme e suas possíveis incertezas associadas, realizaram-se duas irradiações em um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, considerado um tamanho convencional e padrão. A Figura 3 mostra a distribuição de dose 2D para o filme irradiado e para

o plano coronal calculado, obtidas com o *Software OmniPro-I'mRT® (IBA)*.

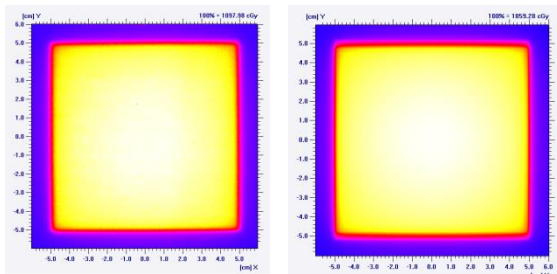


Figura 3. Exemplo de distribuição de dose para o filme irradiado (direita) e o plano coronal de dose exportado (esquerda), para o tamanho de campo 10 x 10 cm². Análise obtida pelo *Software OmniPro-I'mRT® (IBA)*.

A partir das distribuições de dose planar 2D, é possível avaliar o perfil de dose no eixo central em ambas as direções Y (*in-line*) e X (*cross-line*), a dose esperada no eixo central do campo e estimar o tamanho de campo dos perfis. A Figura 4 compara os perfis de dose esperado com os medidos para uma das irradiações utilizando um tamanho de campo considerado convencional.

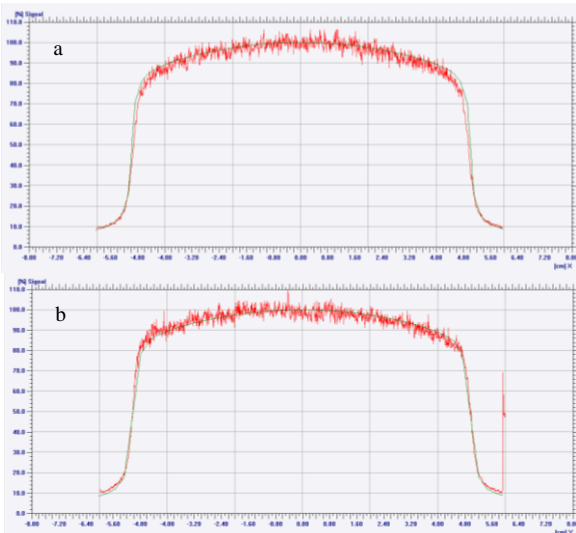


Figura 4. Comparação dos perfis calculado de dose (curva em verde) e perfil medido (curva em vermelho), na direção X (Figura 4.a) e na direção Y (Figura 4.b). Tamanho de campo: 10 x 10 cm², *SpotSize*: X = 1,0 mm e Y = 1,0 mm. N = 1. Análise obtida do *Software OmniPro-I'mRT® (IBA)*. (a) Perfis de dose na direção X. (b) Perfis de dose na direção Y.

Verifica-se, na Figura 4, que as medidas em filme apresentam um ruído significativo. Tais variações, são intrínsecas das medições com filme e vão estar diretamente relacionadas às incertezas das medidas: avaliando a concordância da dose absoluta esperada no eixo central, verificou-se uma variação de 78 cGy, diferença de aproximadamente 7%, entre os dados medidos e esperados, como mostrado na Tabela 2; além disso, os desvios do tamanho de campo estimado nas direções X e Y apresentaram uma variação de -0,2 cm (-2%) e 0,4 cm (5%), respectivamente, como mostra a Tabela 3.

Tabela 2. Comparação da dose absoluta no eixo central esperado e medido para o tamanho de campo de 10x10 cm².

D _{Medido} (CAX) (cGy)	D _{Esperado} (CAX) (cGy)	Desvio (cGy)
1137 ± 60	1059	78

* Média ± Desvio Padrão.

Tabela 3. Comparação do tamanho de campo esperado e medido para o tamanho de campo de 10x10 cm².

Medido		Esperado		Desvios	
X (cm)	Y (cm)	X (cm)	Y (cm)	X (cm)	Y (cm)
9,8 ± 0,1	10,4 ± 0,7	10,0	10,0	0,2	0,4

* Média ± Desvio Padrão.

Em geral, as incertezas na dosimetria de filme decorrem de problemas de uniformidade do filme, das incertezas do processo de escaneamento e calibração do filme e da própria manipulação na análise do filme.

3.2 Tamanho da Fonte (*SpotSize*)

O efeito da variação do *SpotSize* é discutido a seguir. Na Figura 5, é mostrada uma comparação de dois perfis calculados para o tamanho de campo 0,5x0,5cm² utilizando diferentes *SpotSize*. A curva em vermelho representa o perfil de dose para o *SpotSize* padrão (X=1,0 mm e Y=1,0 mm), e a curva em verde representa o perfil de dose para o *SpotSize* X=1,5 mm e Y=1,5 mm. Como esperado, devido o aumento do *SpotSize* nas direções X e Y, os perfis ficam mais amplo, levando a conclusão que um aumento do *SpotSize* leva a um perfil alargado.

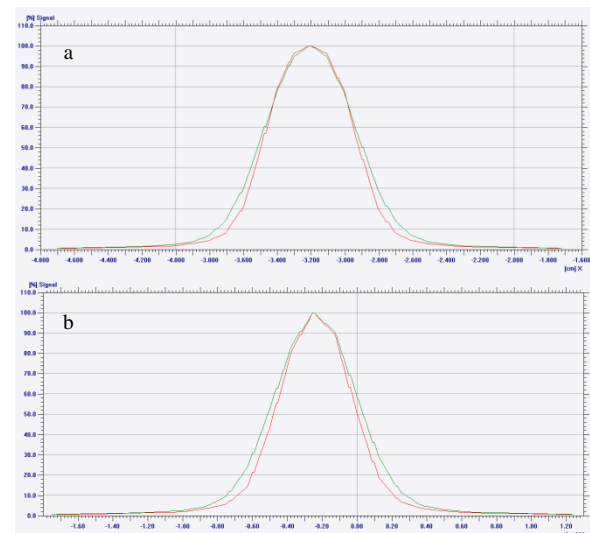


Figura 5. Comparação dos perfis de dose calculada para o *SpotSize* 1,0x1,0 mm² (curva em vermelho) e para o *SpotSize* 1,5x1,5 mm² (curva em verde), na direção X (Figura 5.a) e na direção Y (Figura 5.b). Tamanho de campo: 0,5x0,5 cm². Análise obtida do *Software OmniPro-I'mRT® (IBA)*. (a) Perfis de dose para diferentes *SpotSize* na direção X. (b) Perfis de dose para diferentes *SpotSize* na direção Y.

3.3 Medidas com Campos pequenos

3.1.1 Dose Absoluta

Avaliando a dose absoluta esperada no CAX, é possível verificar uma característica importante de campos pequenos que é devido ao efeito de oclusão

da fonte e que causa uma diminuição do fator rendimento (*fator output*). Sabe-se que, em medidas de campos pequenos, os sistemas de colimação podem causar uma oclusão parcial da fonte de fótons primários, o que produzirá um fator rendimento do feixe menor no eixo central quando comparado aos tamanhos de campo onde a fonte não está parcialmente bloqueada³. A Tabela 4 traz os valores esperado para a dose absoluta no eixo central (CAX) para os tamanhos de campo de 0,5 cm² e 1,0 cm², para três diferentes *SpotSize* (0,5 x 0,5 mm², 1,0 x 1,0 mm² e 1,5 x 1,5 mm²).

Tabela 4. Dose absoluta esperada no eixo central, D_{ESPERADO} (CAX), para os tamanhos de campo de 0,5 e 1,0 cm², para três diferentes tamanhos de fonte (0,5 mm², 1,0 mm² e 1,5 mm²).

Tamanho de Campo (cm ²)	SpotSize (mm ²)	D _{ESPERADO} (CAX) (cGy)
0,5x0,5	0,5x0,5	612
	1,0x1,0	575
	1,5x1,5	488
1,0x1,0	0,5x0,5	772
	1,0x1,0	770
	1,5x1,5	760

Nota-se uma variação da dose absoluta no CAX com aumento do *SpotSize*: para o campo 0,5 cm² a dose no eixo central para medidas com *SpotSize* de 0,5x0,5 mm² é de 612 cGy; já para o *SpotSize* de 1,5x1,5 mm², a dose esperada no eixo central é de 488 cGy. Logo, com aumento do *SpotSize* ocorre uma diminuição da dose absoluta esperada no eixo central, uma vez que uma maior parte da fonte ficará ocluída, causando uma diminuição do fator rendimento, e consequentemente, da dose absoluta esperada no eixo central.

Um mesmo efeito ocorre com a diminuição do tamanho de campo: para o *SpotSize* de 1,5x1,5 mm², a dose absoluta esperada no eixo central para medidas com campo de 1,0 cm² é de 760 cGy; já para as medidas com campo de 0,5 cm², a dose absoluta esperada no eixo central é de 612 cGy. Da mesma forma, verifica-se uma diminuição da dose absoluta esperada no eixo central com a redução do tamanho de campo, causada por um aumento na oclusão parcial da fonte.

Além disso, nota-se que a variação da dose absoluta devido a variação do *SpotSize* foi maior para o campo 0,5 cm² quando comparado com o tamanho de campo 1,0 cm², mostrando o grande impacto da variação do *SpotSize* no cálculo de dose em situações de campos pequenos.

Portanto, verificar a melhor concordância da dose absoluta no eixo central para os diferentes modelos de *SpotSize* é fundamental, principalmente quando o tamanho do campo é comparável ou menor que o *SpotSize* primária de fótons.

3.1.2 Perfil lateral

Através dos perfis de dose nas direções X e Y foi possível verificar outra característica importante das medidas em campos pequenos, que é a não

equivalência entre a definição do tamanho de campo geométrico e o tamanho de campo irradiado. Segundo o *TRS 483* e a Comissão Eletrotécnica Internacional, o tamanho do campo geométrico é definido como a projeção geométrica do colimador em um plano perpendicular ao eixo do feixe; já o tamanho do campo de irradiação é definido em termos das dimensões de uma área em um plano perpendicular ao eixo do feixe de radiação definido por linhas de isodose especificadas (normalmente é escolhida a curva de 50%).^{4,11}

A Figura 6 mostra o perfil de dose para o filme irradiado (curva em vermelho) e para o plano coronal de dose exportado (curva em verde), nas direções X e Y no eixo central gerado pelo *Software OmniPro-I'mRT® (IBA)* a partir das distribuições de dose 2D. Com os perfis, é possível calcular o tamanho de campo, dado pela definição de tamanho de campo irradiado, que é dado pela largura à meia altura (*FWHM - Full Width at Half Maximum*), e que também pode ser medido pela largura das isodoses de 50% do perfil do feixe.

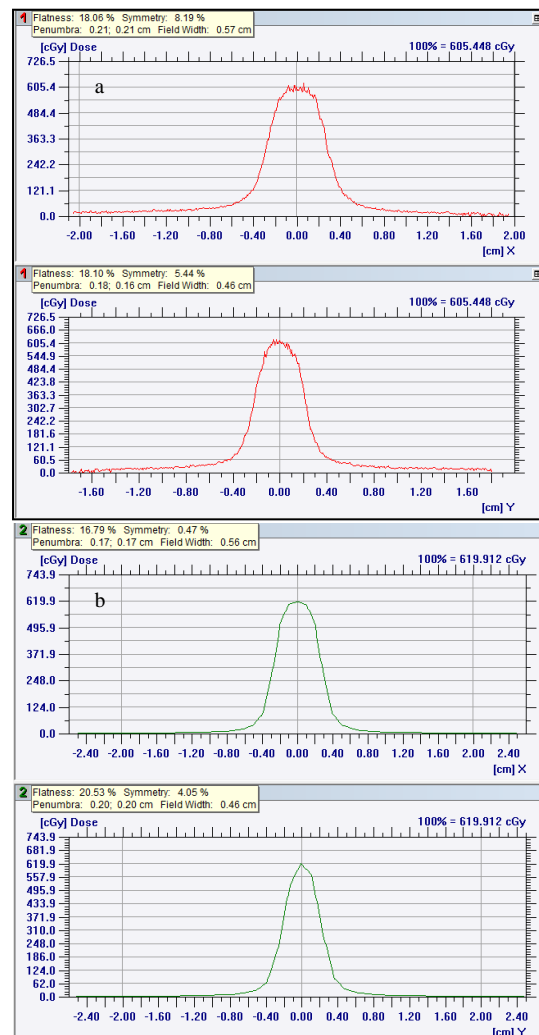


Figura 6. Perfil de dose para o filme irradiado (Figura 6.a) e para o plano coronal de dose exportado (Figura 6.b), nas direções X e Y. Tamanho de campo de 0,5 cm², *SpotSize* de 0,5 x 0,5 mm². Análise obtida pelo *Software OmniPro-I'mRT® (IBA)*. (a) Perfil de dose para o filme irradiado nas direções X e Y (gráficos em vermelho). (b) Perfil de dose para plano coronal de dose exportado nas direções X e Y (gráficos em verde).

A Tabela 5 traz os valores de tamanho de campo estimados pela sua definição de tamanho de campo de irradiação para os tamanhos de campo de 0,5 cm² e 1,0 cm², para os diferentes *SpotSize* (0,5 x 0,5 mm², 1,0 x 1,0 mm², 1,5 x 1,5 mm² e 1,0 x 0,5 mm²).

Tabela 5. Tamanhos de campo de irradiação para as diferentes configurações de filme irradiado avaliada, para os tamanhos de campo geométrico 0,5 cm² e 1,0 cm².

Tamanho de Campo (cm ²)	SpotSize (mm ²)	Campo Irradiação Esperado	
		X (cm)	Y (cm)
0,5 x 0,5	0,5 x 0,5	0,57	0,46
	1,0 x 1,0	0,58	0,48
	1,5 x 1,5	0,62	0,55
	1,0 x 0,5	0,58	0,46
1,0 x 1,0	0,5 x 0,5	1,06	0,94
	1,0 x 1,0	1,06	0,95
	1,5 x 1,5	1,07	0,96
	1,0 x 0,5	1,06	0,95

Verifica-se que para todas as medidas, os campos de irradiação encontrados pelo perfil de dose no eixo central, chamado de tamanho de campo de irradiação, nas direções X e Y são diferentes dos valores de tamanho de campo geométrico, que é definido pela abertura dos colimadores (0,5 cm² e 1,0 cm²).

Além disso, vemos que o tamanho de campo de irradiação na direção X é maior que o tamanho de campo de irradiação na direção Y. Em diferentes estudos, o mesmo comportamento é encontrado^{5,6,7}, e pode ser justificado pelas bordas arredondas das lâminas do *MLC* na direção X, fazendo com que o perfil de dose nessa direção seja maior que na direção Y, que apresenta bordas de campo retas e paralelas.

Dessa forma, para encontrar o melhor modelo de *SpotSize*, os valores de tamanho de campo de irradiação dos filmes foram comparados com valores esperados, uma vez definição geométrica de tamanho de campo não é válida, levando em consideração, assim, a concordância entre o perfil de dose no eixo central nas direções X e Y.

3.4 Análise Índice Gama

Inicialmente, as medidas do filme foram comparadas com os planos coronais de dose calculados utilizando diferentes critérios na Análise *Gama*. Na rotina clínica, critérios típicos de análise *Gama* para controle de qualidade de pacientes específico são 3%/3mm e/ou 3%/2mm, porém estes valores se mostraram pouco restritos para as medidas deste trabalho. Avaliou-se então, os resultados da taxa de aprovação, o mapa da análise *Gama* e uma comparação visual do perfil dos feixes para três diferentes critérios (3%/3mm, 2%/1mm e 1%/1mm), para, dessa forma, determinar o critério de análise mais apropriado para o estudo.

A melhor concordância entre o resultado da taxa de aprovação e a análise do perfil visual foi encontrada para o critério *Gama* 1%/1mm, uma vez que para os

outros valores (3%/3mm, 2%/1mm) se mostraram insensíveis, com variações na taxa e aprovação não significativamente relevantes quando comparadas com as variações na distribuição de dose.

A Figura 7 mostra o mapa da análise *Gama* e o perfil do campo planejado e medido com filme na direção X para um caso representativo do estudo, verificando-se uma concordância entre as regiões de desaprovação do mapa da análise *Gama* (regiões em vermelho) e as regiões com divergência na comparação dos perfis medidos (curva em vermelho) e planejado (curva em verde). Nota-se que as regiões centrais e na região de baixas doses, o perfil medido diverge do perfil calculado. Dessa forma, optou-se em utilizar o critério 1%/1mm para análise da distribuição de dose neste estudo. *Gardner et. al.* utilizou em seu trabalho um valor de 3%/0,3mm como critério de análise, um valor também bem restritivo quando comparado aos valores utilizados na prática clínica⁵.

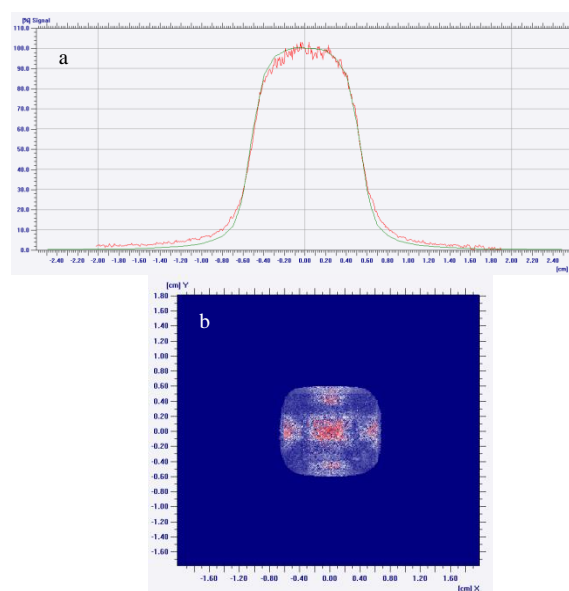


Figura 7. Mapa da análise *Gama* para o critério 1%/1mm (Figura 7.b) e o perfil do campo calculado e medido com filme na direção X (Figura 7.a) para um caso representativo do estudo. As regiões em vermelho no mapa de análise *Gama* representam as regiões que falharam na avaliação. Análise obtida pelo *Software OmniPro-ImRT® (IBA)*. (a) Perfil do campo na direção X. (b) Mapa da análise *Gama*.

3.5 Análise Grade de Cálculo

Antes de proceder com as análises da influência do *SpotSize* no cálculo de distribuição de dose, verificou-se o efeito da grade de cálculo nas medidas. A Figura 8 mostra o perfil de dose dos dados medido e planejado, utilizando grade de cálculo de 0,25 cm (Figura 8.a) e outra medida utilizando grade de cálculo de 0,1cm (Figura 8.b), para um tamanho de campo de 0,5 cm² e *SpotSize* de 1,5 x 1,5cm². A figura demonstra a divergência entre o perfil da dose planejada (curva em verde) e do perfil da dose medida (curva em vermelho) quando a distribuição de dose é calculada utilizando grade de 0,25 cm. Nota-se a necessidade de uma resolução suficientemente alta para planos de dose planejados e medidos, essenciais para medidas com campos pequenos.

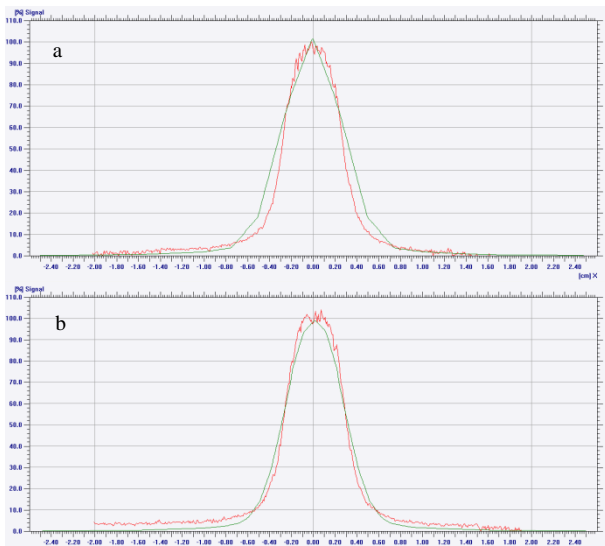


Figura 8. Perfil de dose dos dados medido e calculado utilizando grade de cálculo de 0,25 cm (Figura 8.a) e outra medida com as mesmas configurações utilizando grade de cálculo de 0,1 cm (Figura 8.b). Verifica-se divergência entre o perfil da dose calculada (curva em verde) e o perfil da dose medida (curva em vermelho) quando a distribuição de dose é calculada utilizando grade de 0,25 cm. Análise obtida do *Software OmniProl™RT® (IBA)*. (a) Perfil de dose utilizando grade de cálculo de 0,25 cm. (b) Perfil de dose utilizando grade de cálculo de 0,1 cm.

Isso pode ser verificado na Tabela 6, que mostra os resultados da aprovação da análise *Gama* e o índice de correlação para as medidas utilizando grade de

cálculo de 0,25 cm e 0,1 cm. Nota-se que a medida utilizando grade de cálculo de 0,25 cm apresenta baixo valor de índice de correlação (0,9467) e taxa de aprovação do critério *Gama* (54,4%). Por esse motivo, para todos os cálculos deste trabalho, utilizou-se uma configuração de grade de cálculo de dose 0,1 cm, sendo a mais baixa permitida no *Eclipse TPS*.

Tabela 6. Resultados da aprovação da análise *Gama* e o índice de correlação entre os dados medidos e calculados variando a grade de cálculo de 0,25 e 0,1 cm.

Grid Size (cm)	Tamanho de campo (cm ²)	Spot Size (mm ²)	Índice Gama 1%/1mm (%)	Índice de Correlação
0,1	0,5 x 0,5	1,5 x 1,5	96,9	0,9750
0,25	0,5 x 0,5	1,5 x 1,5	54,4	0,9467

3.5 Análise Tamanho da Fonte (SpotSize)

A Tabela 7 traz um resumo dos resultados encontrados. Para as diferentes configurações de *SpotSize* e tamanho de campo geométrico, são dados os valores de tamanho de campo de irradiação nas direções X e Y, de dose absoluta e seus desvios percentuais, bem como a taxa de aprovação do índice *Gama* com critério 1%/1mm, e avaliação do índice de correlação entre os perfis analisados.

Tabela 7. Valores de tamanho de campo de irradiação nas direções X e Y esperado e medidos, a dose absoluta no CAX, a taxa de aprovação do índice *Gama* com critério 1%/1mm, a avaliação do índice de correlação e os desvios percentuais entre os valores medidos e esperados para as diferentes configurações de tamanho de campo geométrico e modelos de *SpotSize*.

Tamanho Campo (cm ²)	SpotSize (mm ²)	Esperado (cm ²)			Medido (cm ²)			Índice Gama (%) 1%/1mm	Índice Correlação	Desvios		
		X (cm)	Y (cm)	D (CAX) (cGy)	X (cm)	Y (cm)	D (CAX) (cGy)			X (mm)	Y (mm)	Dose (cGy)
0,5 x 0,5	0,5 x 0,5	0,57	0,46	612	0,57 ± 0,00	0,45 ± 0,01	659 ± 60	83 ± 9	0,9965 ± 0,0008	0,0	0,1	47
	1,0 x 1,0	0,58	0,48	575				94 ± 6	0,9921 ± 0,0008	0,1	0,3	84
	1,5 x 1,5	0,62	0,55	488				99 ± 0	0,9763 ± 0,0002	0,5	1,0	171
	1,0 x 0,5	0,58	0,46	606				86 ± 9	0,9958 ± 0,0006	0,1	0,1	53
1,0 x 1,0	0,5 x 0,5	1,06	0,94	772	1,06 ± 0,02	0,93 ± 0,01	787 ± 50	87 ± 5	0,9981 ± 0,0002	0,0	0,1	15
	1,0 x 1,0	1,06	0,95	770				97 ± 1	0,9964 ± 0,0002	0,0	0,2	17
	1,5 x 1,5	1,07	0,96	760				100 ± 0	0,9908 ± 0,0002	0,1	0,3	27
	1,0 x 0,5	1,06	0,94	771				94 ± 4	0,9964 ± 0,0003	0,0	0,1	16

* Média ± Desvio Padrão.

Verifica-se que os tamanhos de campo de irradiação medido, nas direções X e Y, mais se aproximaram dos tamanhos de campo esperado dos modelos de *SpotSize* de 0,5 x 0,5 mm² e 1,0 x 0,5 mm², apresentando um desvio máximo de 0,1 mm. Para o tamanho de campo geométrico de 0,5 cm², os valores de tamanho de campo medidos foram (0,57 ± 0,00) cm e (0,45 ± 0,01) cm, nas direções X e Y, sendo que os valores esperados de tamanho de campo para o modelo de *SpotSize* de 0,5 x 0,5 mm² eram de 0,57 cm e 0,46 cm, nas direções X e Y; já os valores esperados de tamanho de campo para o modelo de *SpotSize* de 1,0 x 0,5 mm² eram de 0,58 cm e 0,46 cm, nas direções X e Y. Para o tamanho de campo geométrico de 1,0 cm², os valores de tamanho

de campo medidos foram (1,06 ± 0,02) cm e (0,93 ± 0,01) cm, nas direções X e Y, sendo que os valores esperados de tamanho de campo para o modelo de *SpotSize* de 0,5 x 0,5 mm² eram de 1,06 cm e 0,94 cm, nas direções X e Y; já os valores esperados de tamanho de campo para o modelo de *SpotSize* de 1,0 x 0,5 mm² eram de 1,06 cm e 0,95 cm, nas direções X e Y.

Além disso, o modelo de *SpotSize* de 0,5 x 0,5 mm² apresentou os melhores resultados de correlação entre os perfis medidos e esperado, e que é dado pelo índice r de correlação, com valores de 0,9965 ± 0,0008 e 0,9981 ± 0,0002, calculados para os perfis dos campos geométricos 0,5 cm² e 1,0 cm², respectivamente.

Porém, tem-se que as taxas de aprovação do índice gama para o critério 1%/1mm, em ambos os tamanhos de campo (0,5 cm² e 1,0 cm²) apresentaram os piores índices de aprovação entre os modelos avaliados, com taxa de aprovação de (83 ± 9) % e (87 ± 5) %, respectivamente. Igualmente, o modelo de *SpotSize* 1,0 x 0,5 mm², apresentou uma baixa taxa de aprovação do índice gama, com taxa de aprovação de (86 ± 5) % e (94 ± 4) % para os tamanhos de campo (0,5 cm² e 1,0 cm²), respectivamente. Todavia, avaliando o mapa da análise gama de comparação entre a distribuição planar medida e calculada, verifica-se que a região de falha na análise corresponde a pontos fora do campo (região de baixo gradiente). A Figura 9 a seguir mostra o mapa na análise gama para os modelos de *SpotSize* 0,5 x 0,5 mm² e 1,0 x 0,5 mm². As regiões em vermelho no mapa de representam as regiões que falharam na avaliação e podem ser justificadas por um ruído no sinal gerado pela utilização do filme.

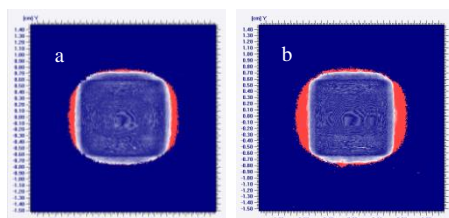


Figura 9. Mapa da análise gama para o critério 1%/1mm para os modelos de *SpotSize* 0,5 x 0,5 mm² (Figura 9.a) e 1,0 x 0,5 mm² (Figura 9.b). Medidas para o tamanho de campo A=1,0 cm². Análise obtida pelo *Software OmniPro-ImRT® (IBA)*. (a) Mapa da análise Gama do modelo 0,5 x 0,5 mm². (b) Mapa da análise Gama do modelo 1,0 x 0,5 mm².

É importante destacar que as análises do índice gama foram feitas utilizando *threshold* de 10%, ou seja, desconsiderando os valores de sinais menores ou igual a 10% da dose total. Entretanto, se for considerado *threshold* de 15%, o que é plausível devido ao ruído do filme, a taxa de aprovação para ambos os modelos de *SpotSize* melhoram significativamente, como mostra a Tabela 8 a seguir, apresentando taxa de aprovação maiores que 97%.

Tabela 8. Taxa de aprovação do índice gama utilizando *threshold* de 15% para os modelos de *SpotSize* 0,5 x 0,5 mm² e 1,0 x 0,5 mm².

Tamanho Campo (cm ²)	<i>SpotSize</i> (mm ²)	Índice Gama (%) 1%1mm
0,5x0,5	0,5x0,5	98 ± 2
	1,0x0,5	100 ± 0
1,0x1,0	0,5x0,5	97 ± 2
	1,0x0,5	99 ± 1

* Média ± Desvio Padrão.

Vale ressaltar que Gardner et al., fez algumas ponderações com relação a utilização da análise *Gama* em seu estudo, uma vez que a ela fornece apenas um resultado binário para cada pixel (ou seja, o pixel passa ou falha no teste) e não leva em consideração se a dose entregue é maior ou menor que a dose planejada, apenas sua variação. Por esse motivo, assim como foi observado nos modelos de

SpotSize 0,5 x 0,5 mm² e 1,0 x 0,5 mm², o autor ressalva que medidas em campos pequenos não deve depender apenas das taxas de aprovação, mas em vez disso, a análise do mapa *Gama* e do perfil laterais também devem ser usados para proporcionar uma melhor compreensão da concordância entre doses calculadas e medidas.

Verifica-se, também, que o modelo de *SpotSize* de 1,5 x 1,5 mm² apresentou uma pobre concordância entre os dados medidos e calculados. O modelo exibe os maiores desvios de tamanho de campo nas direções X e Y, os maiores desvios de dose no eixo central, e pior índice de correção *r* entre os modelos avaliados. Por exemplo, para o tamanho de campo geométrico de 0,5 cm², foram encontrados uma diferença de 0,5 mm e 1,0 mm para os valores de tamanho de campo de nas direções X e Y, respectivamente. Além disso, o modelo apresentou uma diferença de dose absoluta no eixo central de 171 cGy e um índice de correção *r* = 0,9763 ± 0,0002.

Ademais, a Tabela 7 traz uma comparação das medidas de dose absoluta no eixo central para os diferentes *SpotSizes*. Os valores medidos se aproximaram dos valores de dose esperada para os modelos de *SpotSize* de 0,5 x 0,5 mm² e 1,0 x 0,5 mm². Para o tamanho de campo geométrico de 0,5 cm², a dose absoluta no eixo central medida foi de (659 ± 60) cGy, sendo que a dose esperada para o modelo de *SpotSize* de 0,5 x 0,5 mm² era de 612 cGy; já a dose esperada para o modelo de *SpotSize* de 1,0 x 0,5 mm² era de 606 cGy. Para o tamanho de campo geométrico de 1,0 cm², a dose absoluta no eixo central medida foi de (787 ± 50) cGy, sendo que a dose esperada para o modelo de *SpotSize* de 0,5 x 0,5 mm² era de 772 cGy; já a dose esperada para o modelo de *SpotSize* de 1,0 x 0,5 mm² era de 771 cGy. Outro ponto importante a se destacar foi o alto desvio padrão das medidas (± 60 cGy e ± 50 cGy para os tamanhos de campo geométrico de 0,5 cm² e 1,0 cm², respectivamente), o que evidência uma dispersão entre as medidas (repetidas três vezes), e que podem ser atribuídas ao ruído das medidas com filme. Esses desvios entre o medido e modelado são próximos das variações de dose encontradas nas medidas realizadas com campo convencional 10 x 10 cm² (± 60 cGy).

Pensando na otimização do modelo de *SpotSize*, a próxima etapa foi a avaliação da concordância entres os perfis e o mapa da distribuição *Gama* para os diferentes modelos. Avaliar esses parâmetros será decisivo para concluir qual é o melhor modelo e valor ideal de *SpotSize*. As Figuras de 10 a 17 contém os perfis laterais de dose e o mapa da análise *Gama* dos dados medidos e calculados para as diferentes configurações de *SpotSize* analisados, obtidos através do *Software OmniPro-ImRT® (IBA)*.

As Figuras 10 e 11 mostram os perfis laterais de dose e o mapa da análise *Gama* dos dados medidos e calculados para o modelo de *SpotSize* 1,5 x 1,5 mm². Nota-se que para ambos os tamanhos de campo, 1,0 x 1,0 cm² (Figura 10) e 0,5 x 0,5 cm² (Figura 11), o perfil predito pelo *TPS* (curva em verde) apresenta-se mais amplo que o perfil medido (curva

em vermelho). Essa diferença foi vista na comparação dos tamanhos de campo nas direções X e Y para este modelo, chegando a uma diferença de 1,0 mm entre as curvas medidas e esperadas (Tabela 7). Avaliando os perfis, nota-se também que “ombros” da curva do perfil calculado diminuem mais abruptamente que o a curva medida, piorando a concordância entre os perfis.

Gardner constatou os mesmos comportamentos ao comparar a dose medida com a dose calculada para as configurações de *SpotSize* testadas com os AL *Edge* e *TrueBeam*, para planejamentos de VMAT e DCA: regiões de baixa dose mais largas em função do *SpotSize* e um aumento na incoerência do ombro da região de altas doses à medida que o *SpotSize* é aumentado. Isso pode ser um problema, uma vez que curva de prescrição em um planejamento se encontra nos “ombros” região de altas doses do perfil, isso pode levar a uma superestimação da prescrição no sistema de planejamento.

Da mesma forma, as Figuras 12 e 13 mostram os perfis laterais de dose e o mapa da análise *Gama* dos dados para o modelo de *SpotSize* 1,0 x 1,0 mm². Na direção X, o perfil calculado (modelado pelo *TPS*), apresenta uma boa concordância entre as duas curvas; já na direção Y, o perfil predito pelo *TPS* (curva em verde) continua apresentando-se mais alargado que o perfil medido (curva em vermelho). Dessa forma, as imagens sugerem que para haver uma melhor concordância entre os perfis, deveria haver uma diminuição do valor do *SpotSize* na direção Y.

As Figuras 14 e 15 mostram os perfis laterais de dose e o mapa da análise *Gama* dos dados para o modelo de *SpotSize* 0,5 x 0,5 mm². Nota-se, que na direção X, o perfil calculado (curva em verde), diminuiu a sua concordância quando comparado, principalmente nas regiões de penumbra, ou seja, próxima as bordas do campo. O perfil modelado nesta direção se apresenta mais estreito, sinalizando a necessidade do aumento do valor do *SpotSize* para uma melhor concordância dos perfis. Já na direção Y, o perfil modelado apresenta uma boa concordância.

Levando-se em conta o que foi observado, conclui-se que na direção X, um valor de *SpotSize* de dimensão X = 1,0 mm foi o que apresentou a melhor concordância; já na direção Y, o valor de *SpotSize* ideal seria de dimensão Y = 0,5 mm. Baseado nessas informações, testou-se uma combinação dos modelos de *SpotSize*, criando um modelo retangular de *SpotSize* com dimensões X = 1,0 mm e Y = 0,5 mm de forma a avaliar a concordância nas medidas.

As Figuras 16 e 17 mostram os perfis laterais de dose e o mapa da análise *Gama* dos dados para o modelo de modelo retangular de *SpotSize* 1,0 x 0,5 mm². Comparando os perfis, é possível observar que este modelo de *SpotSize* deu uma excelente concordância em ambas as direções X e Y. Segundo Torsti et al., para campos delimitados por *MLC*, o valor ideal do *SpotSize* na direção X possivelmente será maior que o valor ideal do *SpotSize* na direção Y, uma vez o *SpotSize* na direção X pode ser usado

para modelar o formato arredondado das bordas das lâminas do *MLC*.

Na tabela 7, verifica-se que o modelo de *SpotSize* de 1,5 x 0,5 mm² apresentou, também, uma boa concordância na comparação entre os valores de tamanho de campo de irradiação esperado e medidos, com uma diferença máxima de 0,1 mm, nas direções X e Y; apresentando bons resultados de correlação entre os perfis, com índice de correlação de (0,9958 ± 0,0006) e (0,9964 ± 0,0032) para os tamanho de campo 0,5 cm² e 1,0 cm², respectivamente; e taxa de aprovação do índice *Gama* utilizando *threshold* de 15% superior a 97% (Tabela 8).

Por esses aspectos, o modelo retangular de *SpotSize* com dimensões X = 1,0 mm e Y = 0,5 mm foi o modelo que apresentou os melhores resultados quando comparados as medidas irradiadas com as medidas planejadas.

3.6 Validação - Casos Clínicos

Para verificar se o modelo de *SpotSize* 1,0 x 0,5 mm² realmente é o modelo correto, foi realizada a validação utilizando casos clínicos de *SRS* de lesões únicas com volumes pequenos de dimensão máxima de 1,2 cm³. Ao todo, 10 casos clínicos de *SRS* foram avaliados.

A Tabela 9 a seguir mostra os resultados da análise *Gama* com critério de aprovação de 1%/1mm e *threshold* de 10 % para os modelos de *SpotSize* 1,0 x 0,5 mm² foi comparado com modelo padrão de *SpotSize* (X = 1,0 mm e Y = 1,0 mm), bem como algumas informações dos casos clínicos utilizados, tais como volume (cm³) e dimensão das lesões (cm), dose tratada (Gy), energia (MV) e número de arcos utilizado.

Verificou-se que o modelo de *SpotSize* 1,0 x 0,5 mm² mostrou uma melhora na taxa de aprovação quando comparada ao modelo padrão de *SpotSize* (X = 1,0 mm e Y = 1,0 mm). Em todos os casos analisados, o *SpotSize* modelado apresentou desempenho igual ou superior ao *SpotSize* padrão, chegando a uma melhora na concordância da análise do índice *Gama* de 0,9 % (caso clínico 8), verificando-se, assim, vantagens na utilização deste modelo para os casos clínicos de *SRS* de lesões pequenas.

Os valores encontrados de *SpotSize* coincidem com os resultados encontrados pela publicação do Hospital Kaiser Franz Josef de Viena, que encontraram como valor ideal de *SpotSize* X = 1,0 mm e Y = 0,5 mm para campos delimitados pelo *MLC*. Torsti et al., encontrou em sua modelagem os valores ideais de *SpotSize* como sendo X = 1,5 mm e Y = 1,0mm para o Acuros@XB, nas suas versões (10 e 11) analisadas, utilizando campos delimitados por *MLC*. Já Gardner et al., avaliando objetivos clínicos, constatou que a configuração do *SpotSize* de X = 1,0 mm e Y = 1,0 mm produziu a melhor concordância para o AL *TrueBeam*; já para o AL *Edge*, o *SpotSize* de 0,75 x 0,75 mm² foi escolhido como modelo institucional^{5,6,7}.

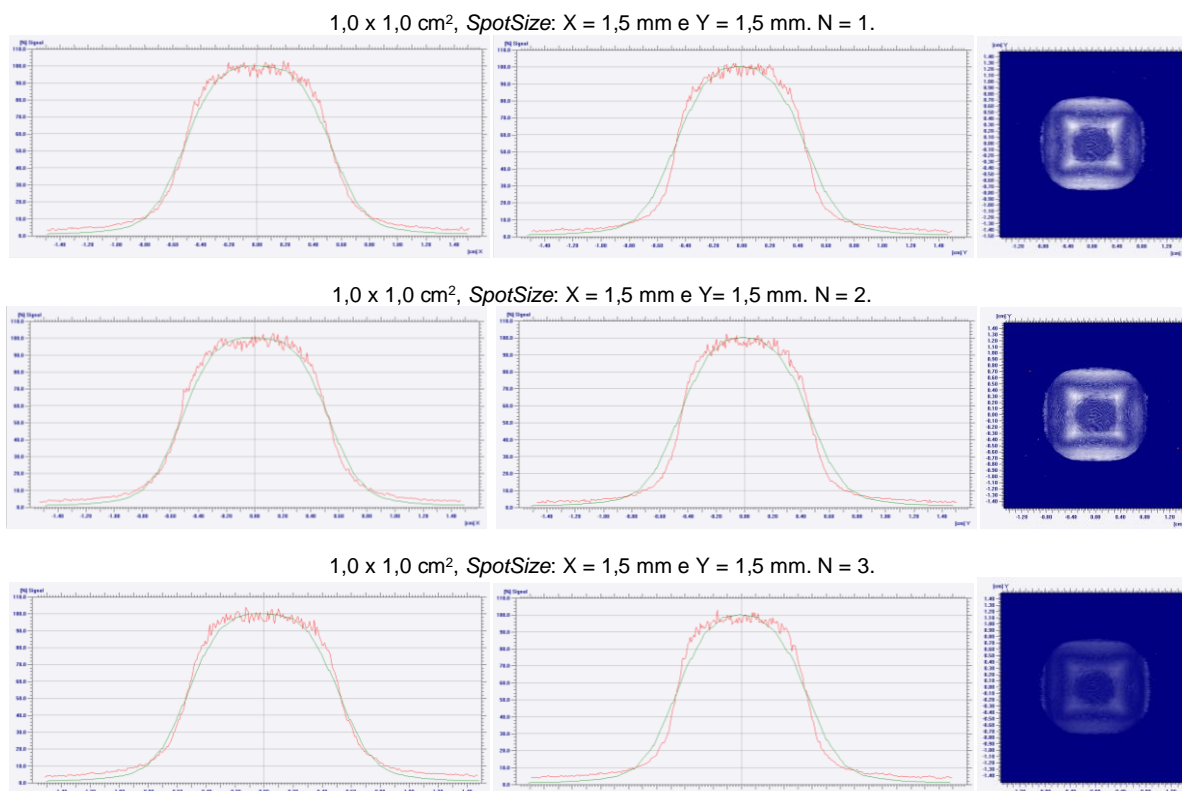


Figura 10. Comparação dos perfis de dose calculada (curva em verde) e de dose medida (curva em vermelho), na direção X (gráfico à esquerda) e na direção Y (gráfico central), bem como o mapa da análise *Gama* (gráfico à direita), para um tamanho de campo de 1,0 x 1,0 cm² e SpotSize de 1,5 x 1,5 mm². Análise obtida do Software OmniPro-I^mRT® (IBA).

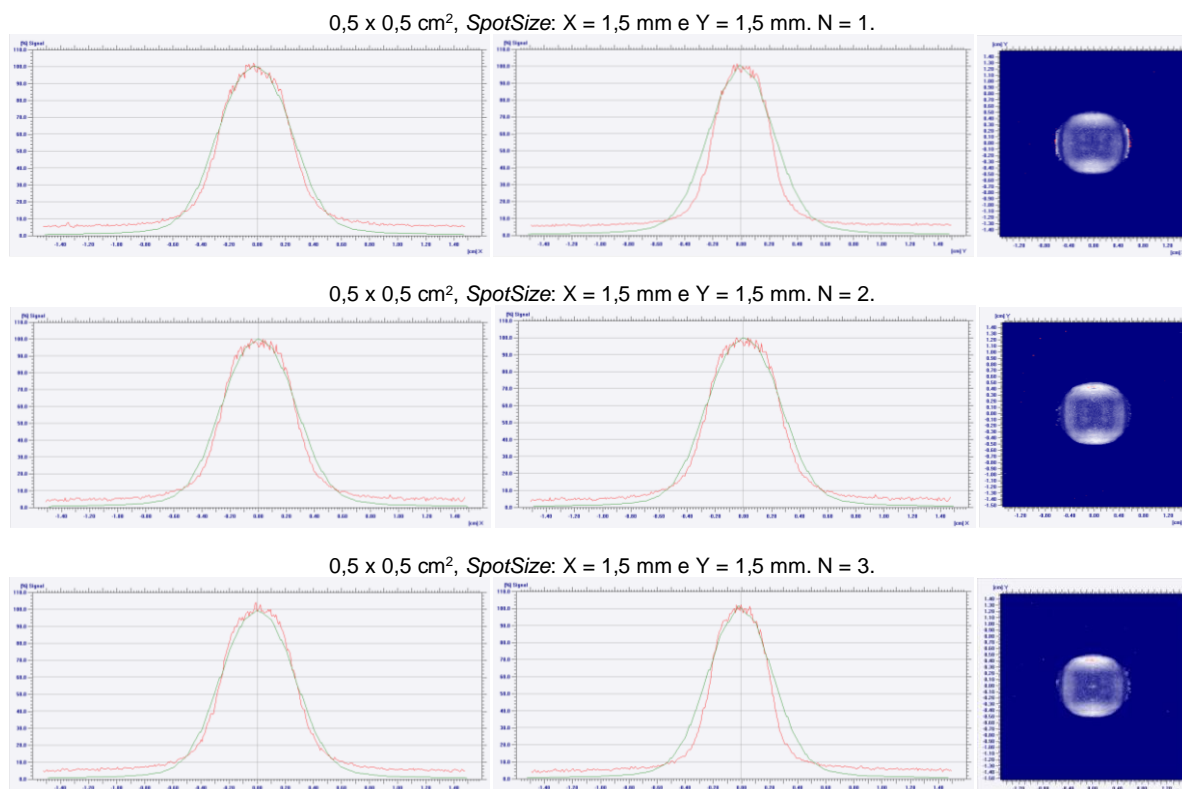


Figura 11. Comparação dos perfis de dose calculada (curva em verde) e de dose medida (curva em vermelho), na direção X (gráfico à esquerda) e na direção Y (gráfico central), bem como o mapa da análise *Gama* (gráfico à direita), para um tamanho de campo de 0,5 x 0,5 cm² e SpotSize de 1,5 x 1,5 mm². Análise obtida do Software OmniPro-I^mRT® (IBA).

1,0 x 1,0 cm², SpotSize: X = 1,0 mm e Y = 1,0 mm. N = 1.

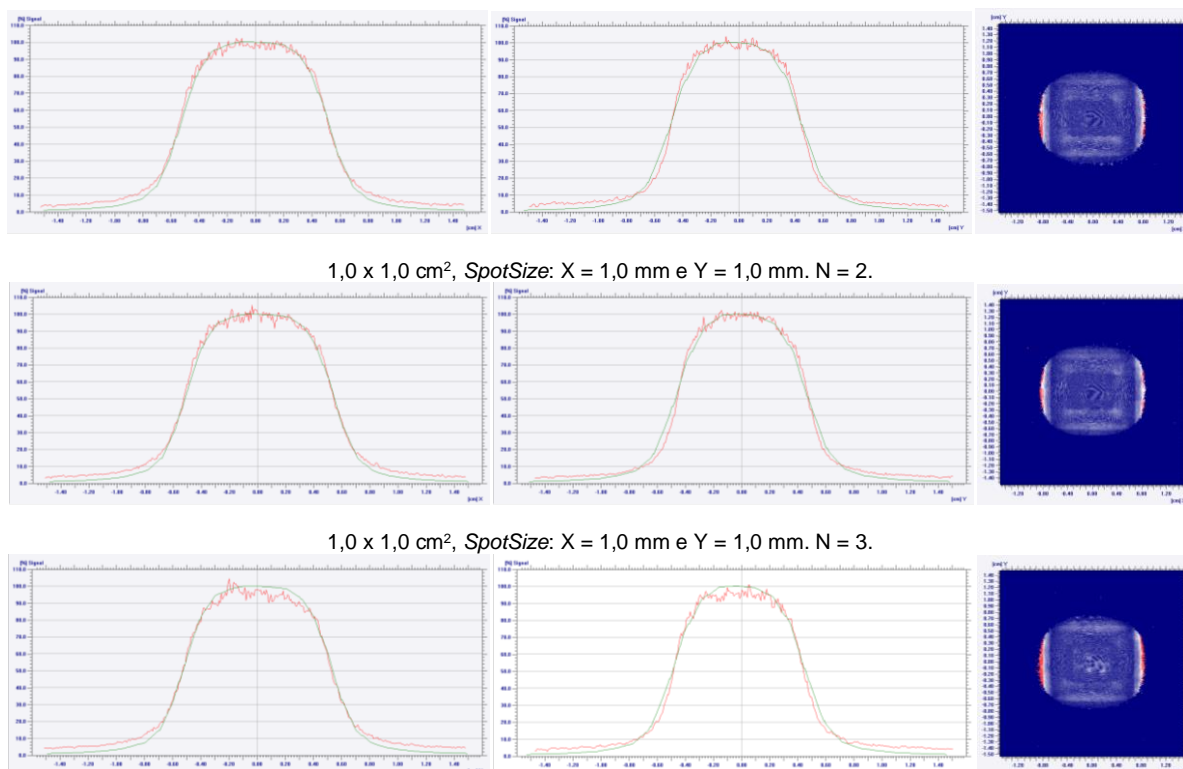


Figura 12. Comparação dos perfis de dose calculada (curva em verde) e de dose medida (curva em vermelho), na direção X (gráfico à esquerda) e na direção Y (gráfico central), bem como o mapa da análise *Gama* (gráfico à direita), para um tamanho de campo de 1,0 x 1,0 cm² e *SpotSize* de 1,0 x 1,0mm². Análise obtida do Software OmniPro-I^mRT® (IBA).

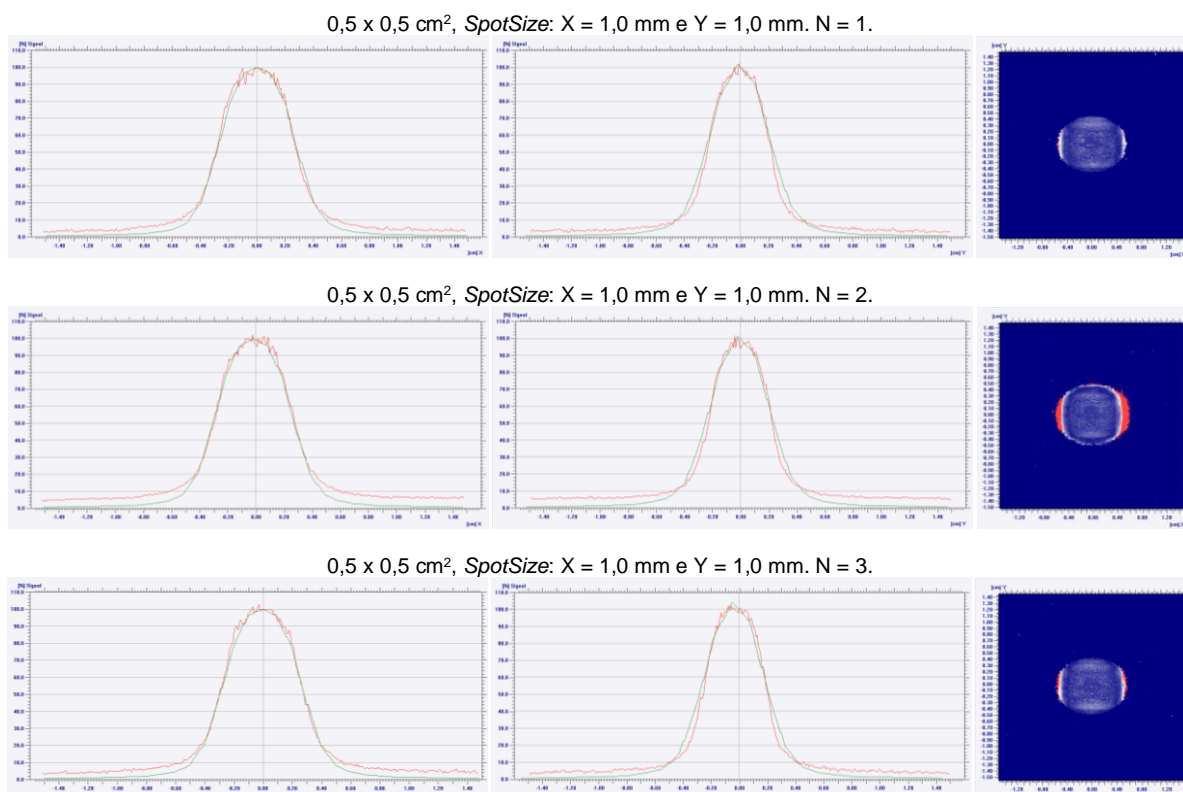


Figura 13. Comparação dos perfis de dose calculada (curva em verde) e de dose medida (curva em vermelho), na direção X (gráfico à esquerda) e na direção Y (gráfico central), bem como o mapa da análise *Gama* (gráfico à direita), para um tamanho de campo de 0,5 x 0,5 cm² e *SpotSize* de 1,0 x 1,0 mm². Análise obtida do Software OmniPro-I^mRT® (IBA).

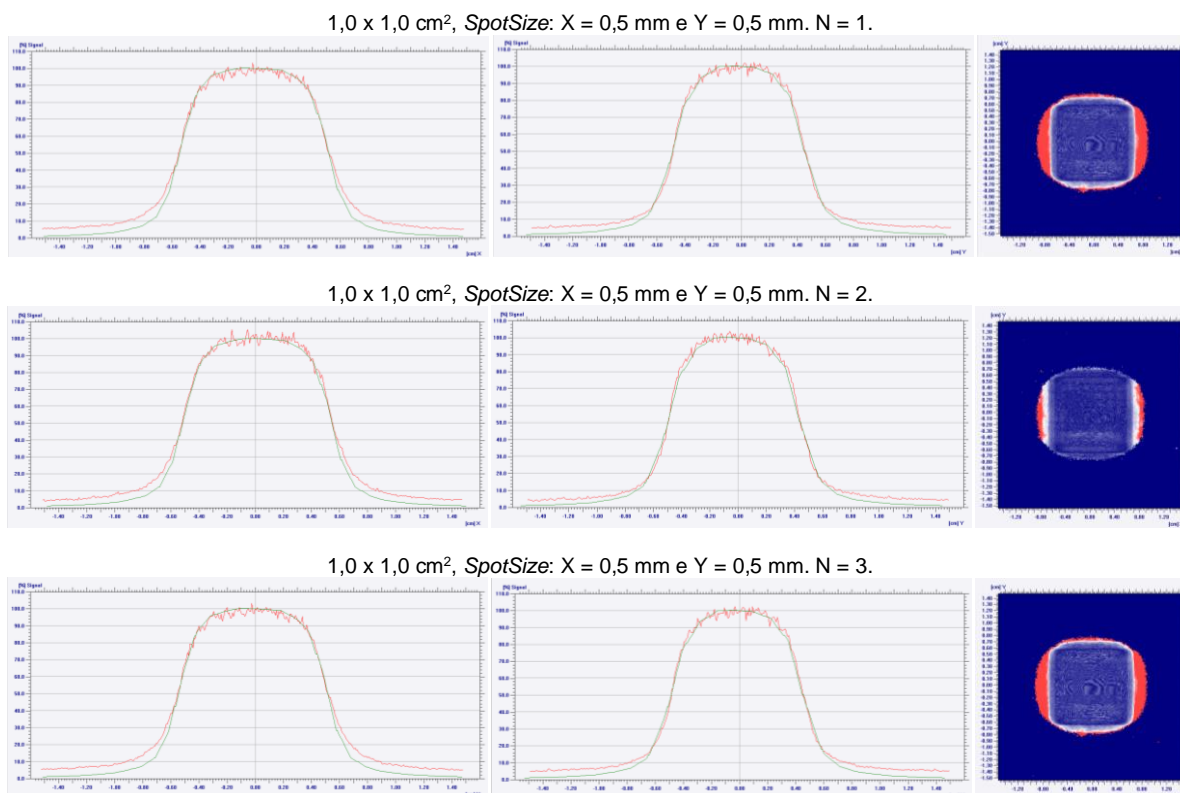


Figura 14. Comparação dos perfis de dose calculada (curva em verde) e de dose medida (curva em vermelho), na direção X (gráfico à esquerda) e na direção Y (gráfico central), bem como o mapa da análise *Gama* (gráfico à direita), para um tamanho de campo de 1,0 x 1,0 cm² e *SpotSize* de 0,5 x 0,5mm². Análise obtida do Software OmniPro-I^mRT® (IBA).

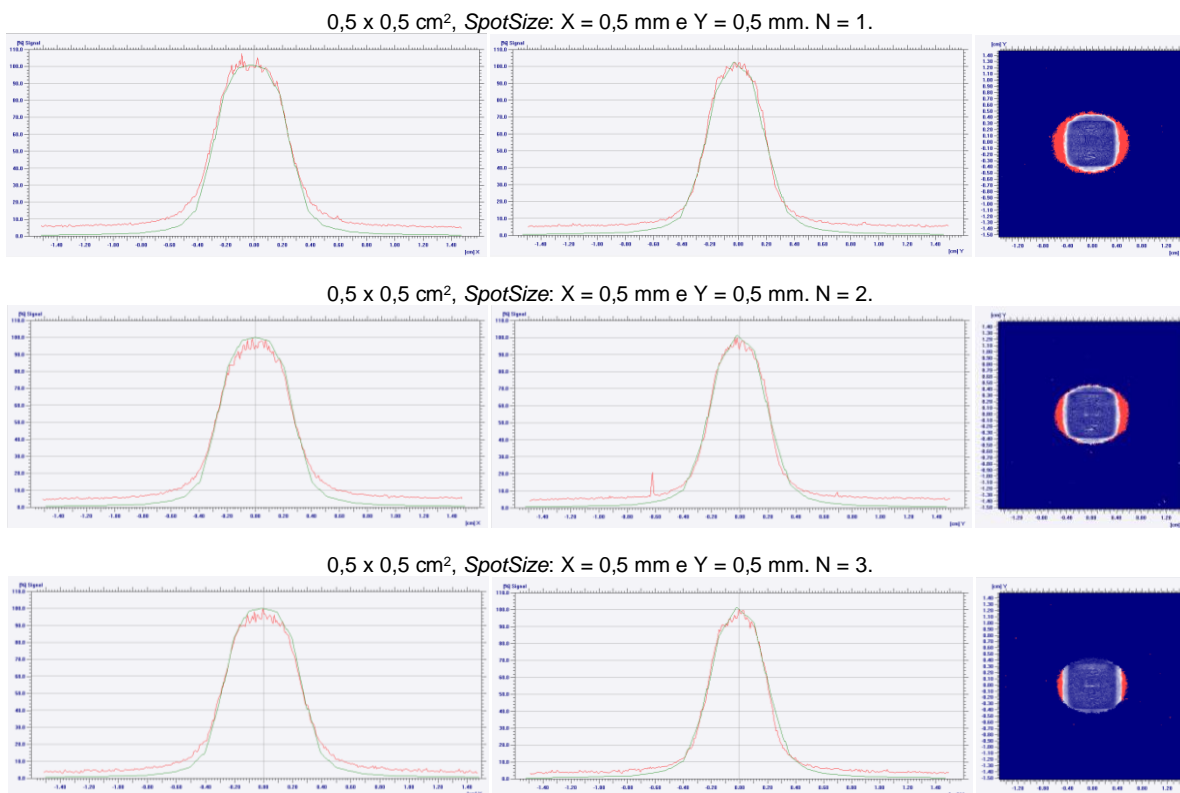


Figura 15. Comparação dos perfis de dose calculada (curva em verde) e de dose medida (curva em vermelho), na direção X (gráfico à esquerda) e na direção Y (gráfico central), bem como o mapa da análise *Gama* (gráfico à direita), para um tamanho de campo de 0,5 x 0,5 cm² e *SpotSize* de 0,5 x 0,5 mm². Análise obtida do Software OmniPro-I^mRT® (IBA).

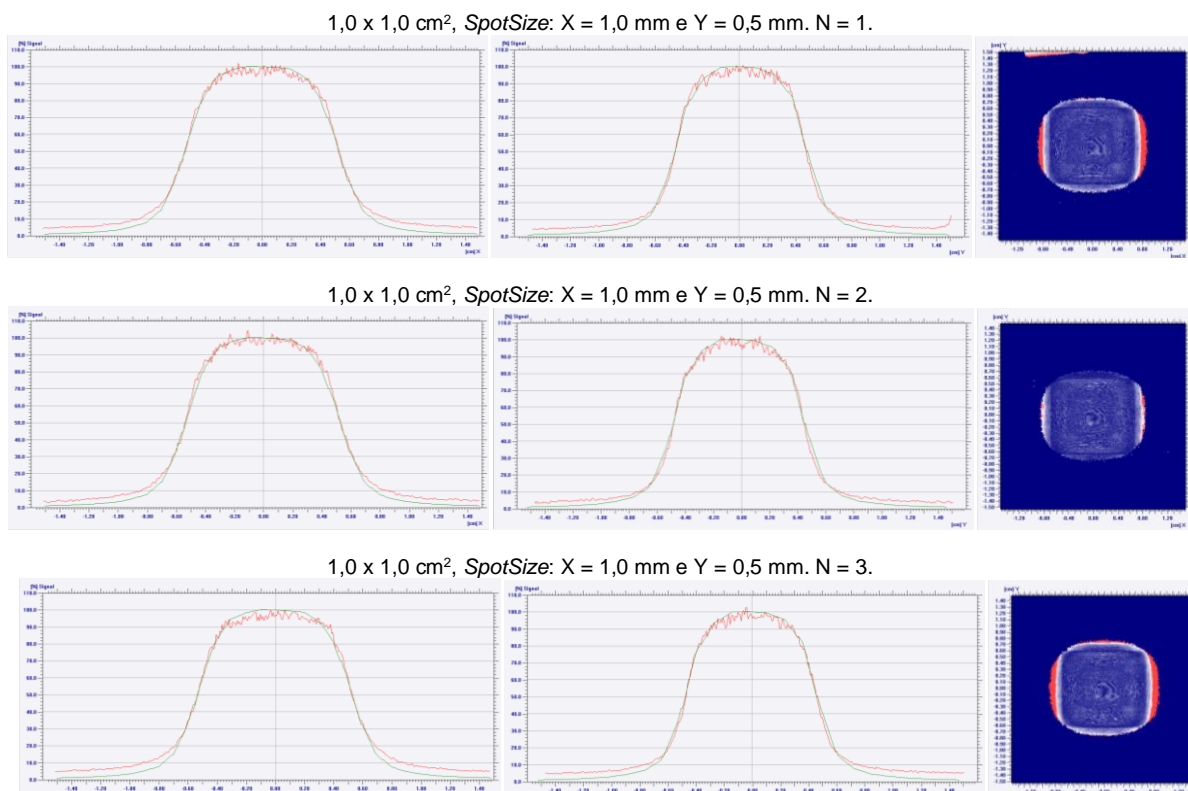


Figura 16. Comparação dos perfis de dose planejada (curva em verde) e de dose medida (curva em vermelho), na direção X (gráfico à esquerda) e na direção Y (gráfico central), bem como o mapa da análise *Gama* (gráfico à direita), para um tamanho de campo de 1,0 x 1,0 cm² e *SpotSize* de 1,0 x 0,5mm². Análise obtida do Software OmniPro-I^mRT® (IBA).

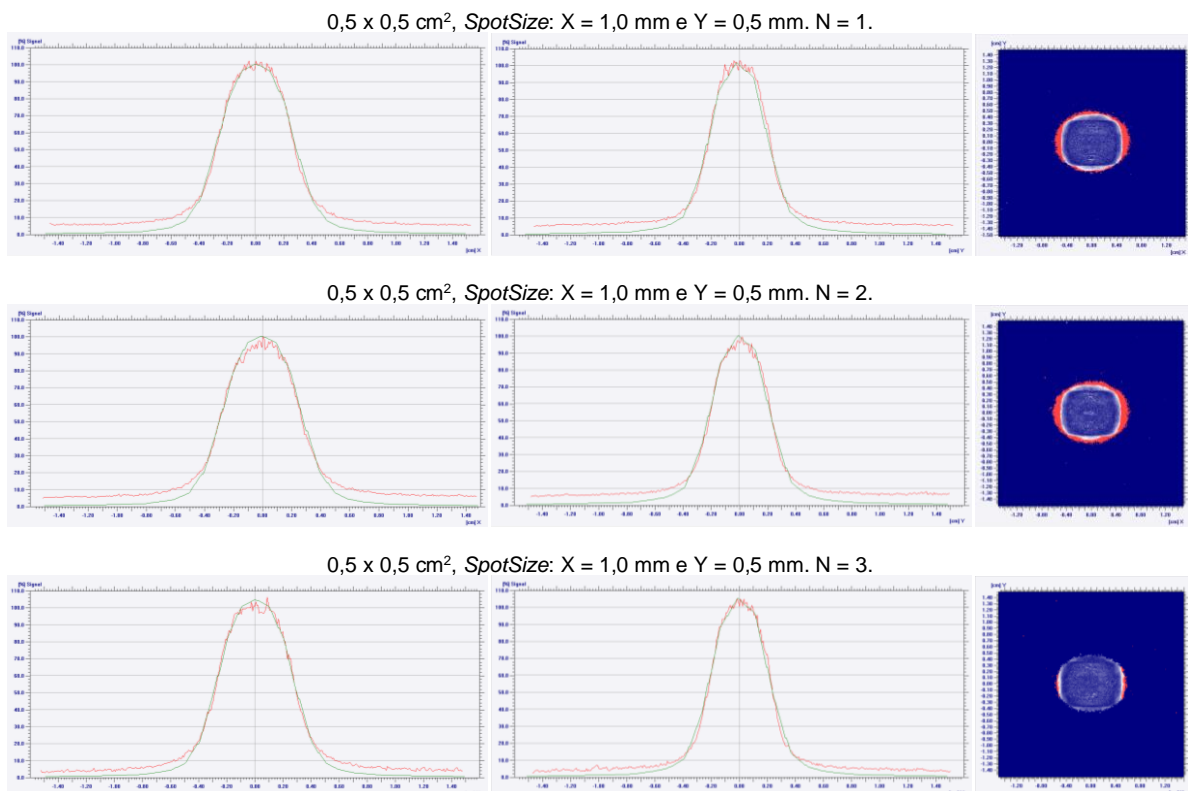


Figura 17. Comparação dos perfis de dose planejada (curva em verde) e de dose medida (curva em vermelho), na direção X (gráfico à esquerda) e na direção Y (gráfico central), bem como o mapa da análise *Gama* (gráfico à direita), para um tamanho de campo de 0,5 x 0,5 cm² e *SpotSize* de 1,0 x 0,5 mm². Análise obtida do Software OmniPro-I^mRT® (IBA).

Tabela 9. Resultados da análise gama com critério de avaliação de 1%/1mm e *threshold* de 10 % para os modelos de *SpotSize* 1,0 x 1,0 mm² e 1,0 x 0,5 mm², para os diferentes casos clínicos de SRS.

N	# Lesão	Energia (MV)	Vol. (cm ³)	Dim. (cm)	Dose (Gy)	# Arcos	Padrão	Modelado	Variação (%)
							(X = 1,0; Y = 1,0) 1%/1mm (%)	(X = 1,0; Y = 0,5) 1%/1mm (%)	
1	1	6 FFF	0,15	0,7	20	2	98,2	98,4	0,2
2	1	6 FFF	0,15	0,7	20	2	98,9	99,0	0,1
3	1	6 FFF	0,27	0,8	18	2	95,6	95,6	0
4	1	6 FFF	0,35	0,9	20	3	94,3	94,5	0,2
5	1	6 FFF	0,39	0,9	18	2	95,9	96,2	0,3
6	1	6 FFF	0,45	1,0	20	4	95,4	95,4	0
7	1	6 FFF	0,64	1,1	20	3	90,5	90,8	0,3
8	1	6 FFF	0,95	1,2	20	3	93,4	94,3	0,9
9	1	6 FFF	1,11	1,3	18	3	94,1	94,4	0,3
10	1	6 FFF	1,12	1,3	18	2	98,2	98,5	0,3

Dim.: Diâmetro de uma esfera equivalente.

4. Conclusões

Este trabalho aborda um tema inovador e de extrema relevância na área da Radioterapia.

O trabalho destaca a importância do ajuste do *SpotSize* para o algoritmo de cálculo de dose de *Acuros@XB* no contexto campos pequenos, onde verificou-se que a escolha inadequada do *SpotSize* pode afetar a precisão da distribuição de dose, gerando distribuições de doses diferentes do esperado.

Foi possível entender e avaliar a influência do *SpotSize* para a acurácia do cálculo de distribuição de dose e encontrar o seu valor ideal. Vale ressaltar que o tamanho *SpotSize* (assim como a maioria dos outros parâmetros) inseridos no sistema de planejamento é essencialmente um parâmetro de ajuste para otimizar a correspondência entre a dose calculada e medida. Por mais que exista uma relação com as medidas adquiridas, o valor de *SpotSize* informado no TPS não necessariamente coincide com o verdadeiro *SpotSize* criado no alvo. De qualquer forma, é essencial o ajuste cuidadoso dos parâmetros de modelagem do algoritmo de cálculo da dose.

O modelo de *SpotSize* 1,0 x 0,5 mm² apresentou bons resultados durante a validação dos modelos utilizando casos clínicos, exibindo desempenho igual ou superior ao modelo padrão de *SpotSize* para o algoritmo *Acuros@XB*, além de apresentar ótimos resultados quando avaliado a concordância na dose absoluta no eixo central, dos perfis laterais de dose nas direções X e Y, e na análise do índice Gama para a distribuição planar ao comparar as medidas feitas em filme com as medidas calculadas. Porém, vale ressaltar, que os valores encontrados ou citados não são recomendações para outros usuários. O valor ideal de *SpotSize* deve ser otimizado para cada equipamento, levando-se em consideração os objetivos clínicos individuais e as especificidades de cada instituição, de forma melhorar a concordância tanto do formato dos perfis dos feixes e concordância da dose absoluta, cabendo ao usuário que ponto par o processo de otimização.

O presente documento pode ser utilizado como guia e metodologia prática e ser utilizada por outras instituições para se determinar o melhor *SpotSize*, podendo ser aplicado tanto para o Algoritmo AAA, como outros AL (Clinac e série C).

Em vista dos argumentos apresentados, o modelo de *SpotSize* recomendado para o acelerador linear *Varian TrueBeam STx* desta instituição, utilizando o algoritmo *Acuros@XB* e feixe de fótons de energia 6MV FFF para o cálculo da distribuição de dose em situações de campos pequenos, como SRS, foi o modelo X = 1,0 mm e Y = 0,5 mm.

Agradecimentos

Agradecemos a toda equipe de físicos residentes e titulares, dosimetristas e técnicos do Hospital de Amor de Barretos por todo apoio a este trabalho.

Referências

- G. A Failla, T. Wareing, Y. Archambault, S. Thompson. "Acuros@ XB advanced dose calculation for the Eclipse™ treatment planning system". Palo Alto, CA: Varian Medical Systems.
- Varian Medical Systems, Inc. Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide, 2014.
- Kron T, Clivio A, Vanetti E, et al. "Small field segments surrounded by large areas only shielded by a multileaf collimator: Comparison of experiments and dose calculation". *Med Phys.* 2012; 39:7480–7489.
- Technical reports series (International Atomic Energy Agency), no. 483. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an IAEA-AAAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination. International Atomic Energy Agency, 2017. ISSN 0074–1914.
- Stephen J. Gardner, Siming Lu, Chang Li and Ning Wen Indrin J. Chetty. "Tuning of *Acuros@XB* source size setting for small intracranial targets", *Radiation Oncology Physics, J Appl Clin Med Phy*; 18:3:170–181, 2017.
- T Torsti, L Korhonen, V Petäjä, "Using Varian Photon Beam Source Model for Dose Calculation of Small Fields", *Clinical Perspectives. Varian Medical System.* 9/2013.
7. Medical Physics @ Institute of Radiooncology, KFJ Hospital Vienna. "Optimizing Target Spot Size for AAA and Acuros XB". KFJ Hospital Vienna. [Acesso 2019 Jul]. Available from <https://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/eclipse/SpotSize.htm>
- A. Banhate, G.G Perez, L.F. da Silva, A.V. Camargo. "Avaliação da penumbra de diferentes colimadores multi-lâminas". *Revista Brasileira de Física Médica.* 2018;12(3):15-20.
- Manual Help do software OmniPro-I'mRT® (IBA).

10. AAPM Report No. 63, "Radiochromic Film Dosimetry Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 55". American Association of Physicists in Medicine. [S0094-2405(98)00211-9]
11. International Electrotechnical Commission, Medical Electrical Equipment: Glossary of Defined Terms, IEC TR 60788, IEC, Geneva (2004).
12. Lewis D., Micke A., Yu X, Chan M.: "An Efficient Protocol for Radiochromic Film Dosimetry combining Calibration and Measurement in a Single Scan", *Medical Physics*, 39 (10) 6339(2012)
13. A. Fogliata, G. Nicolini, A. Clivio, E. Vanetti, and L. Cozzi, "Accuracy of Acuros XB and AAA dose calculation for small fields with reference to RapidArc stereotactic treatments," *Medical Physics*, vol. 38, no. 11, pp. 6228-6237, 2011.
14. Woong Cho et al. "Dosimetric Effects on Small-field Beam-modeling for Stereotactic Body Radiation Therapy". *Journal of the Korean Physical Society*, Vol. 66, No. 4, pp. 678-693, February 2015.
15. H. Helen Liu, T. Rock Mackie and Edwin C. McCullough. "Calculating output factors for photon beam radiotherapy using a convolution/superposition method based on a dual source photon beam model". *Med. Phys.* 24 (12), December 1997.
16. L. Tillikainen, S. Siljamäki, H. Helminen, J. Alakujala, and J. Pyyry, "Determination of parameters for a multiple-source model of megavoltage photon beams using optimization methods," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 5, pp. 1441-1467, 2007.
17. Han et al.: "Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media". *Med. Phys.* 38 (5), May 2011.
18. T. Han, J. Mikell, M. Salehpour, and F. Mourtada, "Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media," *Medical Physics*, vol. 38, no. 5, 2651-2664, 2011.
19. M. K. Fix, P. J. Keall, K. Dawson, and J. V. Siebers, "Monte Carlo source model for photon beam radiotherapy: photon source characteristics," *Medical Physics*, vol. 31, no. 11, pp. 3106-3121, 2004.
20. O. Vassiliev, T. Wareing, J. McGhee, G. Failla, M. Salehpour, and F. Mourtada, "Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 55, no. 3, pp. 581-598, 2010.
21. H. Helen Liua, T. Rockwell Mackie and Edwin C. McCullough. "Modeling photon output caused by backscattered radiation into the monitor chamber from collimator jaws using a Monte Carlo technique", *Med. Phys.* 27(4), April 2000.
22. L. Fog, J. Rasmussen, M. Aznar, F. Kjaer-Kristoffersen, I. Vogelius, S. A. Engelholm, and J. Bangsgaard, "A closer look at RapidArc radiosurgery plans using very small fields," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 56, no. 6, pp. 1853-1863, 2011.

Contato

André Banhate

Rua Antenor Duarte Villela, n 1331,

Bairro Dr. Paulo Prata, CEP: 14.784-400

E-mail: andrebanhate@gmail.com