

# Comparação entre o cálculo da dose no XiO<sup>®</sup> e medidas dosimétricas em feixes de fótons com filtro virtual

## Comparison between dose calculation in XiO<sup>®</sup> and dosimetric measurements in virtual wedge photon beams

Laila G. Almeida<sup>1</sup>, Leonardo L. Amaral<sup>1</sup>, Harley F. Oliveira<sup>1</sup> e Ana F. Maia<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP) – Ribeirão Preto (SP), Brasil.

<sup>2</sup>Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe (UFS) – São Cristovão (SE), Brasil.

### Resumo

O filtro virtual (FV) constitui ferramenta útil no planejamento de tratamentos em radioterapia visto que apresenta uma série de vantagens em relação ao filtro físico. Testes de controle da qualidade asseguram correta execução do planejamento realizado no sistema de planejamento do tratamento (TPS). Este estudo objetivou comparar doses calculadas por TPS com doses medidas por câmara de ionização (CI) e matriz de CI em feixes de fótons de 6 MV com FV. Realizaram-se medidas no acelerador linear Primus com objeto simulador de água sólida e dosímetro posicionado a 10 cm de profundidade com *gantry* a 0° em diversos tamanhos de campos e de angulações de FV. Medidas no eixo central utilizaram uma CI como dosímetro, enquanto as fora do eixo central utilizaram uma matriz de CI. A simulação virtual no TPS XiO-CMS utilizou as imagens tomográficas do objeto simulador na mesma configuração da irradiação. Valores de máximo e mínimo das diferenças percentuais entre as doses fornecidas pelo TPS e as medidas com a CI no eixo central foram 1,43 e -0,10%, respectivamente, com diferença percentual média de 0,08% e limite de confiança de  $\Delta=1,72\%$ . Na região fora do eixo central, a diferença percentual média foi de 0,04%, com valor máximo de 1,9%, mínimo de 0% e limite de confiança de  $\Delta=1,91\%$ . Todos os valores das diferenças percentuais de dose ficaram abaixo de 2% e do limite de confiança inferior a 3% estando, assim, de acordo com as recomendações do *Technical Report Series - TRS-430*.

**Palavras-chave:** radioterapia, planejamento da radioterapia assistida por computador, dosimetria.

### Abstract

The virtual wedge is useful tool in the radiation treatment planning since it has series of advantages over the hard wedge. Quality control tests ensure correct performance of the planning done in treatment planning systems (TPS). This study aimed to compare doses calculated by TPS and doses measured by ionization chamber (CI) and an ionization chambers array in virtual wedge photon beams of 6 MV. Measures carried out in Primus linear accelerator with a solid water phantom and dosimeter positioned at 10 cm depth with gantry at 0° in many fields sizes and angles in the virtual wedge. Measurements on the central axis used as dosimeter an IC and on off-axis used an IC array. The simulation in CMS-XiO used the CT images of the phantom in the same configuration of the irradiation. Maximum and minimum values of the percentage differences between the doses provided by TPS and measurements with ionization chamber on the central axis were 1.43 and -0.10%, respectively, with average percentage difference of 0.08% and confidence limit of  $\Delta=1.72\%$ . In the region off-axis, the average percentage difference was 0.04%, with a maximum of 1.9%, minimum of 0% and confidence limit of  $\Delta=1.91\%$ . All values for dose percentage differences were below 2% and lower confidence limit of 3% are thus, according to the recommendations of the Technical Report Series - TRS-430.

**Keywords:** radiotherapy, computer-assisted radiotherapy planning, dosimetry.

## Introdução

Estima-se que só no ano de 2012 surja cerca de 520.000 casos novos de câncer no Brasil<sup>1</sup> e a radioterapia se destacará pela maioria dos tratamentos destes tumores. A Radioterapia é uma técnica de tratamento que utiliza radiação ionizante a fim de eliminar células não desejadas do organismo humano. As diferentes metodologias se baseiam na destruição do tumor pela absorção da energia da radiação incidente e tendo como princípio maximizar o dano ao tumor e minimizar o dano em tecidos vizinhos, normais, o que é conseguido através de diversas técnicas, pois depende da localização e do tipo da doença envolvida<sup>2</sup>.

O sistema de planejamento do tratamento (TPS) é uma ferramenta importante em radioterapia, o qual possibilita simular rapidamente as interações do feixe radioativo no organismo humano. A base de cálculo de um sistema de planejamento são as imagens radiológicas por ele recebidas. Os dados da imagem radiológica, geralmente produzidas por tomografia computadorizada, são usados em conjunto com uma descrição matemática que através de um modelo anatômico detalhado do paciente, ilustra a distribuição de dose com elevado grau de exatidão.

O planejamento de tratamentos radioterápicos utilizando TPS é um procedimento elaborado que envolve diversas etapas. Para utilização das inúmeras ferramentas disponíveis nos TPS é necessário realizar um processo de comissionamento do acelerador linear (AL), onde parâmetros apropriados e dados medidos nos AL da instituição são transcritos pelo usuário ao TPS a fim de obter o cálculo da dose<sup>3</sup>.

A utilização de filtros físicos nos planejamentos para obtenção de distribuições de dose em formato de cunha é uma prática bastante comum. Os filtros físicos apresentam alguns inconvenientes como: manipulação e intervenção do operador em cada campo de tratamento, introdução de efeitos dosimétricos (endurecimento do feixe e fator filtro), geração de mais dose espalhada e limitação da utilização das cunhas apenas para as angulações de filtros presentes na clínica. Visando evitar tais ocorrências, foram introduzidos os filtros não físicos que produzem distribuições de dose similares aos filtros físicos por meio do movimento dinâmico do colimador durante a irradiação<sup>4</sup>. A geração dos gradientes de dose do filtro virtual (FV) da Siemens baseia-se na combinação do movimento do colimador da posição fechada para a aberta a uma velocidade constante e da variação da taxa de dose<sup>5</sup>.

O processo de modelagem do feixe com FV é bastante complexo e consiste da caracterização do modelo dosimétrico do feixe com FV no TPS através da combinação de parâmetros matemáticos para reproduzir no sistema a mesma configuração do feixe real do AL. Um parâmetro importante é o fator de calibração do coeficiente de atenuação linear médio, chamado de "fator c", o qual deve ser multiplicado pelo coeficiente de atenuação efetivo padrão,  $\mu_{pad}$ , fornecido pelo fabricante da máquina para obtenção do coeficiente de atenuação efetivo  $\mu$ <sup>6</sup>:

$$\mu = c\mu_{pad} \quad (1)$$

A modelagem é produzida pelo usuário e, portanto, para avaliar se a modelagem foi obtida satisfatoriamente é importante realizar verificações no TPS como parte de um programa de controle da qualidade.

Sendo assim, o trabalho teve como objetivo avaliar as doses calculadas por um TPS a partir da comparação com doses medidas utilizando CI para a implementação do FV no serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP).

## Material e Métodos

Medidas de dose no eixo central foram realizadas no AL Primus (Siemens, Alemanha) com objeto simulador de água sólida e CI do tipo Farmer modelo FC065-G (Iba Dosimetry, Alemanha) posicionada perpendicularmente a cunha na profundidade de 10 cm com feixes de fótons de 6 MV e gantry a 0°, conforme ilustrado na Figura 1A. As angulações de FV utilizadas foram 15°; 30°; 45° e 60° e os tamanhos de campo para tais medidas foram: 6x6 cm; 10x10 cm, 6x20 cm, 20x6 cm, máximo tamanho (30x25 cm para ângulos de 15°, 30° e 45° e 30x20 cm para 60°) e 20x20 cm. Realizaram-se duas irradiações com colimador a 90° e outras duas a 270°, com distância foco superfície de 100 cm e 100 unidades monitoras. Converteu-se cada leitura em dose absorvida obtendo-se o valor médio e o desvio padrão. Foi calculada, então, a diferença percentual entre a dose medida e a dose fornecida pelo XiO para cada tamanho de campo e ângulo de filtro analisado, segundo o TRS-430<sup>3</sup>:

$$\delta = 100 \times \frac{(D_{calc} - D_{med})}{D_{med}} \quad (2)$$

onde

$\delta$  é a diferença percentual;

$D_{calc}$  é a dose calculada num determinado ponto do objeto simulador;

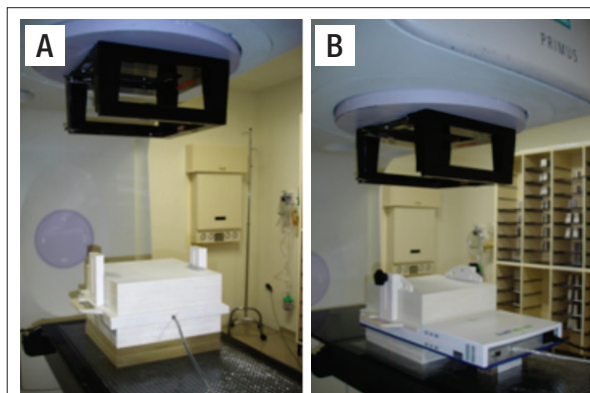


Figura 1. Arranjo experimental com A) câmara de ionização e B) matriz de câmara de ionização.

$D_{med}$  é a dose medida no mesmo ponto do objeto simulador.

No processo de modelagem do feixe, obteve-se o valor de “fator c”=1,020 com coeficiente de atenuação efetivo  $\mu=0,056$ . Para simulação virtual das medidas no eixo central com obtenção dos valores calculados de dose, utilizou-se o TPS XiO-CMS e imagens tomográficas do objeto simulador com a CI na mesma configuração da irradiação adquiridas no tomográfico computadorizado Brilliance Big Bore (Philips, EUA).

Também foram realizadas medidas utilizando uma matriz de CI, Matrixx (Iba Dosimetry, Alemanha), posicionada a profundidade de 10 cm para os seguintes tamanhos de campo: 6x6 cm; 10x10 cm e 20x20 cm e ângulos de FV: 15°; 30°; 45° e 60°, conforme ilustrado na Figura 1B. Tomografia computadorizada no Brilliance Big Bore do objeto simulador junto com a matriz de CI foi realizada para simulação virtual das medidas realizadas com o Matrixx. Utilizando o *software* OmniPro (Iba Dosimetry, Alemanha), obteve-se o valor de dose fora do eixo central calculado pelo TPS e o medido pelo detector. As distâncias, em cm, do eixo central a partir da origem para obtenção dos valores de dose foram: -7, -3, -2, 2, 3 e 7, quando aplicável para o tamanho de campo analisado. Dessa forma, calculou-se a diferença percentual entre a dose medida e a dose fornecida pelo TPS de acordo com a Equação 2.

Para casos onde muitos pontos são comparados, pode-se utilizar o conceito de limite de confiança definido por Venselaar et al<sup>7</sup> como:

$$\Delta = |\text{desvio médio}| + 1,5 \text{ SD} \tag{3}$$

onde SD é o desvio padrão.

Sendo assim, calculou-se o desvio médio e o desvio padrão das diferenças percentuais obtidas para determinação do limite de confiança.

O TRS-430<sup>3</sup> fornece valores de limites de tolerância para diferentes localizações de medida: eixo central, *build-up*, penumbra, fora do eixo central, fora dos limites do campo, entre outras, e para diferentes complexidades de geometria: geometrias simples (homogênea), complexa (filtro, assimetria e heterogeneidade) e bastante complexa (combinação de simples com complexa). Dessa maneira, o valor do limite de tolerância para as configurações usadas neste estudo é de 3%, que é aquele para medidas com geometria complexa (filtro) tanto no eixo central como fora do eixo central (alta dose e baixo gradiente de dose).

## Resultados

Os resultados das medidas no eixo central obtidos para cada ângulo de FV são apresentados nas Tabelas 1 a 4.

**Tabela 1.** Resultados obtidos para ângulo de filtro virtual 15°.

Campo (cm <sup>2</sup> )	Média Doses Medidas (cGy)	Desvio Padrão Doses (cGy)	Dose XiO (cGy)	Diferença Percentual
6X6	61,6	0,04	61,0	-0,99
10X10	67,1	0,10	66,8	-0,39
20X20	73,5	0,07	73,0	-0,67
30X25	75,4	0,03	75,3	-0,10
6X20	66,0	0,00	66,1	0,22
20X6	65,7	0,08	66,1	0,56

**Tabela 2.** Resultados obtidos para ângulo de filtro virtual 30°.

Campo (cm <sup>2</sup> )	Média Doses Medidas (cGy)	Desvio Padrão Doses (cGy)	Dose XiO (cGy)	Diferença Percentual
6X6	61,6	0,14	61,1	-0,76
10X10	67,0	0,16	66,8	-0,27
20X20	73,6	0,07	73,2	-0,54
30X25	75,5	0,21	76,1	0,84
6X20	65,7	0,15	66,2	0,77
20X6	65,6	0,20	66,2	0,91

**Tabela 3.** Resultados obtidos para ângulo de filtro virtual 45°.

Campo (cm <sup>2</sup> )	Média Doses Medidas (cGy)	Desvio Padrão Doses (cGy)	Dose XiO (cGy)	Diferença Percentual
6X6	61,6	0,14	61,1	-0,76
10X10	67,0	0,16	66,8	-0,27
20X20	73,6	0,07	73,2	-0,54
30X25	75,5	0,21	76,1	0,84
6X20	65,7	0,15	66,2	0,77
20X6	65,6	0,20	66,2	0,91

**Tabela 4.** Resultados obtidos para ângulo de filtro virtual 60°.

Campo (cm <sup>2</sup> )	Média Doses Medidas (cGy)	Desvio Padrão Doses (cGy)	Dose XiO (cGy)	Diferença Percentual
6X6	61,7	0,21	61,2	-0,79
10X10	67,1	0,19	66,9	-0,24
20X20	73,5	0,05	73,7	0,21
30X25	74,3	0,47	75,3	1,31
6X20	65,3	0,38	66,2	1,43
20X6	65,6	0,35	66,2	0,91

Os valores de máximo e mínimo das diferenças percentuais entre as doses fornecidas pelo TPS e as medidas com a CI foram 1,43 e -0,10%, respectivamente, com diferença percentual média de 0,08%.

Analisaram-se 24 valores de diferença percentual para as medidas de dose no eixo central, com desvio médio de 0,63% e desvio padrão de 0,73%, obtendo-se, assim, um valor de limite de confiança  $\Delta=1,72\%$ .

O ângulo de FV de 15° apresentou valores de diferenças percentuais máxima e mínima de 0,99 e -0,10% com valor médio de -0,23%. O ângulo de FV de 30° teve diferenças percentuais máxima e mínima de -0,92 e 0,18% com valor médio de -0,09%. Já para o ângulo de FV de 45°, os valores de diferenças percentuais máxima e mínima foram -0,91 e -0,27% com valor médio de 0,16%. E o ângulo de FV de 60° apresentou valores de diferenças percentuais máxima e mínima de 1,43 e 0,21% com valor médio de 0,47%.

As diferenças percentuais encontradas para as medidas fora do eixo central são apresentadas na Tabela 5.

Para as medidas fora do eixo central, a diferença percentual média encontrada foi de 0,04%, com valor máximo de 1,9% e mínimo de 0%. Utilizando 48 valores de diferença percentual de dose, determinou-se

o valor do limite de confiança  $\Delta=1,91\%$ , com desvio médio de 0,67% e desvio padrão de 0,83%.

## Discussão e Conclusões

As diferenças percentuais dos quatro ângulos de FV não apresentam um padrão de variação à medida que o tamanho de campo ou o valor do ângulo de FV varia.

Nota-se que, de uma maneira geral, o tamanho de campo 10x10 cm apresentou as menores diferenças percentuais para as medidas no eixo central, provavelmente devido ao fato de este tamanho de campo ser utilizado como referência durante o comissionamento do FV no AL.

Medidas dosimétricas têm sido discutidas em diversos artigos. Camargo et al.<sup>8</sup> apresentaram resultados de testes dosimétricos para diversas geometrias e complexidades de medidas obtendo, para feixes com filtros, valores de limite de confiança menores que 3%. Saminathan, Manickam e Supe<sup>9</sup> realizaram várias análises, entre elas: comparação de fator filtro, medidas de "output" de campo aberto e campo com filtro assim como aquisição de perfis de dose com avaliação de mapas de intensidade de dose. No nosso estudo, foram obtidos, no eixo central, valores de diferença

**Tabela 5.** Resultados obtidos para medidas fora do eixo central.

Ângulo de Filtro	Distância a partir da origem (cm)	Diferença Percentual		
		Tamanho de campo (cm <sup>2</sup> )		
		6x6	10x10	20x20
15°	-2	-1,2	1,2	-0,6
	-3	-	0,8	-0,5
	-7	-	-	0,8
	2	0,4	1,3	-0,2
	3	-	1,9	0,6
	7	-	-	-0,2
30°	-2	-0,3	-0,3	0,4
	-3	-	-0,7	-0,4
	-7	-	-	0,4
	2	0,4	-1,1	-0,1
	3	-	-0,4	1,2
	7	-	-	0,7
45°	-2	-0,2	-0,3	0,0
	-3	-	-1,0	-0,3
	-7	-	-	-0,2
	2	0,2	-1,7	-0,1
	3	-	-0,4	-0,4
	7	-	-	0,5
60°	-2	-0,8	0,3	-0,5
	-3	-	-0,9	-0,6
	-7	-	-	1,6
	2	0,8	-1,5	0,1
	3	-	1,3	0,4
	7	-	-	1,8

percentual entre a dose medida por CI e a dose calculada pelo TPS inferiores a 1,5% com valor de limite de confiança  $\Delta=1,72\%$ , estando em concordância adequada com o TRS-430<sup>3</sup>. A maior parte dos valores de diferença percentual obtidos para este caso foram menores que 1% (apenas 2 de 24 valores foram superiores) mostrando que o cálculo realizado pelo TPS foi satisfatório.

As medidas fora do eixo central também apresentaram valor de limite de confiança dentro do estabelecido pelo TRS-430<sup>3</sup>,  $\Delta=1,91\%$ , com valores de diferença percentual da dose não superiores a 2%.

Algumas medidas adicionais em outras localizações de medida (outras profundidades, região de penumbra, entre outras) bem como a análise de perfis

de dose ainda são necessárias para completo comissionamento do FV no TPS analisado. No entanto, os valores de diferença percentuais de dose e do limite de confiança obtidos indicam cálculo apropriado do  $^{60}\text{Co}$  no HCFMRP-USP, uma vez que os valores ficaram dentro dos limites de tolerância adotados.

## Referências

1. INCA. Estimativa 2012; incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2011.
2. Okuno E, Caldas I, Chow L. Física para Ciências Biológicas e Biomédicas. São Paulo: Habra, 1986.
3. International Atomic Energy Agency. Commissioning and quality

- assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Technical Report Series N° 430. Vienna: IAEA, 2004.
4. Miften M, Zhu XR, Takahashi K, Lopez F, Gillin MT. Implementation and verification of virtual wedge in a three-dimensional radiotherapy planning system. *Med Phys.* 2000;27(7):1635-43.
  5. Digital Linear Accelerator, Physics Primer. Siemens Medical Solutions. (USA, 2008).
  6. Van Santvoort J. Dosimetric evaluation of the Siemens Virtual Wedge. *Phys Med Biol.* 1998;43(9):2651-63.
  7. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol.* 2001;60(2):191-201.
  8. Camargo PR, Rodrigues LN, Furnari L, Rubo RA. Implementation of a quality assurance program for computerized treatment planning systems. *Med Phys.* 2007;34(7):2827-36.
  9. Saminathan S, Manickam R, Supe SS. Comparison of dosimetric characteristics of physical and enhanced dynamic wedges. *Rep Pract Oncol Radiother.* 2012;17(1):4-12.