

MEDIDA DAS CARACTERÍSTICAS DOSIMÉTRICAS DE FEIXES DE FÓTONS DE 6 MV USADOS EM RADIOCIRURGIA E RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA

W. M. Santos¹; C. A. Hazin¹; C. N. de Souza²; C. R. Monti³; N.S. Kawakami³; P. G. Lazarini³

¹Departamento de Energia Nuclear – DEN/UFPE
Av. Prof. Luiz Freire, 1000
50740-540, Recife – PE Brasil

²Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN/CNEN
Travessa R, 4000
05508-900, São Paulo – SP Brasil

³Instituto do Radium de Campinas
Av. Heitor Penteado, 1780
13075-460, Campinas – SP Brasil

A radiocirurgia e a radioterapia estereotáxica são técnicas especialmente indicadas para o tratamento de lesões intracranianas pequenas. Uma das características marcantes destas técnicas é a necessidade de utilização de feixes de diâmetros pequenos, dirigidos com precisão para o volume a ser tratado. O tratamento pode ser realizado utilizando-se partículas carregadas, múltiplas fontes de Co-60 ou, mais comumente, feixes produzidos por aceleradores lineares. Neste trabalho, os parâmetros dosimétricos de um feixe de fótons de 6MV usados em radiocirurgia e radioterapia estereotáxica foram determinados utilizando-se um simulador (phantom) de PMMA e um sistema de radiocirurgia da Radionics. As medidas foram realizadas em campos com diâmetros entre 5 e 50 mm, utilizando-se dosímetros termoluminescentes, fotodiodo, câmara de ionização Markus e filmes Kodak X-Omat V.

Palavras chaves: radiocirurgia, dosimetria, detectores.

I. INTRODUÇÃO

A radiocirurgia e a radioterapia estereotáxica (RCE e RTE) são métodos eficientes de tratamento usados para aplicar altas doses de radiação em lesões intracranianas pequenas [1,2]. Seu principal objetivo é liberar com alto grau de precisão espacial uma grande dose de radiação no volume alvo, minimizando a dose nos tecidos normais circunvizinhos [1, 3]. Feixes de radiações não coplanares de diâmetros pequenos são usados para alcançar esse objetivo [1-4].

A aquisição de dados em feixes de radiocirurgia constitui-se em um desafio e envolve, medidas da porcentagem de dose profunda (PDP) ou razão tecido máximo/simulador (RTM/RTF), perfis ou razão de “off-axis” (ROFA), e fatores de rendimento (OF)^{5,8}. Embora as incertezas na determinação dos parâmetros físicos dosimétricos não possam ser

completamente excluídas, sua identificação e a obtenção de dados de repetidas medidas dos vários parâmetros dosimétricos tendem a melhorar a precisão do cálculo da distribuição da dose.

Medidas da distribuição da dose em feixes de radiocirurgia exigem maior atenção quando comparadas com as medidas em radioterapia convencional [5-7]. Alguns fatores específicos para este tipo de tratamento devem ser levados em consideração na dosimetria de feixes de fótons, de pequenas dimensões, tais como: 1) a dose no detector pode diminuir significativamente dentro do volume sensível; 2) o detector pode perder resolução devido ao acentuado gradiente de dose; e 3) em feixes de diâmetros pequenos, não existe equilíbrio eletrônico lateral. Por outro lado, os espectros de energia dos fótons podem ser diferentes daqueles utilizados pelo laboratório padrão, de forma que diferentes tipos de detectores possam responder

diferentemente em termos da dose absorvida na água⁸.

Rice et al [9] aconselham o uso de detectores de diâmetros pequenos para minimizar tanto a falta do equilíbrio eletrônico lateral como o acentuado decréscimo da dose na região de penumbra dos feixes de radiocirurgia. Câmaras de ionização de volume pequeno, fotodiodos de silício, filmes radiocrômicos e radiográficos, detectores termoluminescentes e detectores de diamante podem ser utilizados nas medidas relativas desses feixes^{5,7}. As características metrológicas desses detectores foram testadas, sendo adequadas para essas medidas [2-4,6,8].

Hartmann [5] sugere, que as medidas realizadas no eixo central (PDP, RTM, RTP e OF) sejam efetuadas com detectores (geralmente câmara de ionização) que possuam um terço do diâmetro do campo, enquanto que, para campos de diâmetros pequenos aconselha posicionar o eixo do detector paralelo ao eixo central. Portanto, um critério importante na escolha do detector é o seu tamanho em relação às dimensões do campo de radiação.

Em radiocirurgia, as medidas da distribuição da dose em feixes de diâmetros pequenos exigem detectores com uma alta resolução espacial. Os filmes radiográficos, adequadamente calibrados, são indicados para este propósito quando medidos com uma resolução de 1 mm [5,10]. Entretanto, se um detector suficientemente pequeno não está disponível, a influência do tamanho do detector deve ser corrigida [9]. Recomenda-se fazer uma média das leituras dos vários detectores para tamanhos de campos entre 5 e 12 mm de diâmetro, e que os parâmetros físicos (PDP, RTM, RTF e OF) obtidos para os diversos cones de tratamento, sejam normalizados para uma mesma profundidade [5]. Contudo, se as recomendações dosimétricas não forem observadas, podem ocorrer discrepâncias nas medidas de distribuição de dose efetuadas com diferentes tipos de detectores.

Em nosso estudo, as medidas dos parâmetros dosimétricos, realizadas com diferentes tipos de detectores, em um sistema de radiocirurgia da Radionics, são analisadas e comparadas com os dados de outras publicações com o propósito de estudar o comportamento de cada tipo de detector, identificando as possíveis incertezas, e a técnica adequada à dosimetria dos feixes de fótons aplicados à radiocirurgia e radioterapia estereotáxica.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

Equipamento de RCE e RTE. Feixes de fótons, usados na radiocirurgia e radioterapia estereotáxica, com energia nominal máxima de 6 MeV, foram gerados em um acelerador linear de elétrons MD2 da Siemens, do Instituto do Radium de Campinas/SP-Brasil, adaptado com colimador terciário cilíndrico, fixado ao suporte do “gantry”. Colimadores adicionais, contendo uma abertura central divergente cônica, foram encaixados ao colimador terciário, para produzir campos com diâmetros de 5 a 50 mm em incrementos de 2,5 mm quando projetados em um plano a 100 cm do isocentro de rotação do “gantry”. Durante os procedimentos de radiocirurgia e radioterapia estereotáxica, e na aquisição dos dados dosimétricos, um campo de 6x6 cm² foi ajustado nos colimadores secundários, assegurando um espalhamento constante do feixe de radiação.

Detectores utilizados. As medidas foram realizadas utilizando-se os seguintes detectores: a) câmara de ionização Markus com volume sensível de 0,055 cm³ da PTW; b) fotodiodo de junção do tipo P, Scanditronix, volume sensível de 0,3 mm³; c) dosímetros termoluminescentes, LiF-100 (3,2x3,2x0,9) mm da Harshaw; d) filmes Kodak X-Omat V.

Medida da Distribuição da Dose. Para medir a distribuição da dose nos planejamentos de radiocirurgia e radioterapia estereotáxica (PDP, RTM/RTF, OF, perfis ou razão de “off-axis”) e conseqüentemente as incertezas associadas às grandezas dosimétricas, foram usados blocos de PMMA de várias espessuras convertidos em equivalente água, sob os quais os detectores termoluminescentes, fotodiodo, câmara de ionização Markus e filmes Kodak X-Omat V, foram posicionados de acordo com o parâmetro dosimétrico a ser medido. Todas as medidas foram normalizadas à 1,5 cm, profundidade de dose máxima do campo de referência 10 x 10 cm.

Algoritmo para Cálculo da Dose. O cálculo da dose do sistema de planejamento (dose por unidade monitor) para qualquer ponto do volume considerado (Figura 1), é dado pela seguinte expressão algébrica²:

$$D(d, s, r) = M \cdot OF(s) \cdot RTM(s, 0, d) \cdot ROFA(s, r, d) \cdot \frac{DFI^2}{(DFI - z)^2 + x^2 + y^2} \quad (1)$$

onde, M é a dose liberada por unidade monitor (cGy/UM) para o campo de referência (10x10)cm na distância foco isocentro de rotação do “gantry” (DFI), OF(s) é o fator de rendimento para o diâmetro de campo s, RTM (d, s) é o valor da razão tecido máximo do campo s na profundidade d, e ROFA (s, r, d) é a razão de “off-axis” para o diâmetro de campo s na distância radial r na profundidade d obtida na profundidade de 5 cm do campo de referência. O último termo da expressão corresponde à lei do inverso do quadrado da distância.

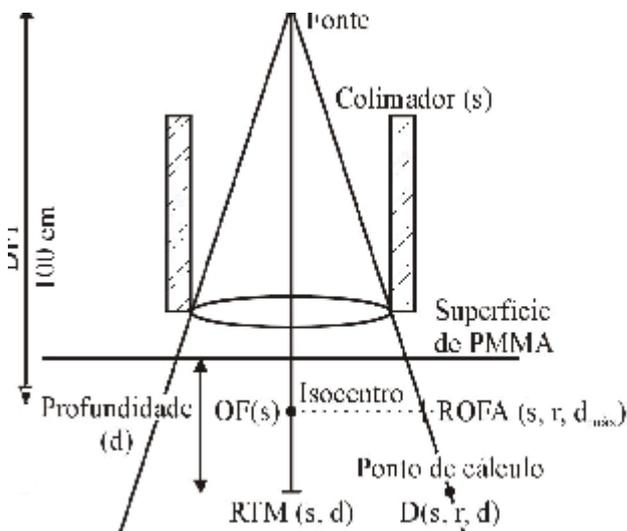


Figura 1. Cálculo da dose em um ponto fora do eixo central do feixe de radiocirurgia.

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Fator de Rendimento (OF). Os fatores de rendimento medidos com a câmara de ionização Markus, TLDs e fotodiodo para os vários diâmetros de cones são apresentados na Tabela 1, juntamente com os dados de outras publicações [4,11,12]. Os fatores de rendimento, deste estudo, obtidos com a câmara de ionização Markus e fotodiodo concordaram em 3,4% para os cones de diâmetros iguais ou superiores a 17,5 mm. No entanto, para os cones de diâmetros iguais a 12,5 e 15,0 mm esta variação foi de 6,8% e 12% respectivamente. Rustgi e Frye [12], encontraram variações percentuais iguais a 7,6% para diâmetros de cone de 12,5 a 40,0

mm quando os fatores de rendimento eram determinados com a câmara de ionização Markus e fotodiodo.

Os fatores de rendimento deste estudo e os de Rustgi e Frye [12] determinados com a câmara de ionização Markus e fotodiodo apresentaram uma concordância de 1,3% e 3% respectivamente. Considerando os dados de Serago et al. [4] observamos uma variação de 2% quando os fatores de rendimento foram obtidos com o fotodiodo. Entretanto, os valores obtidos por Fan et al.¹¹ apresentaram uma variação de 7% e 5,6% e de 5,4% e 3,7% em relação aos dados deste estudo e os de Rustgi e Frye[12], quando comparados com os dados obtidos com a câmara de ionização Marcus e fotodiodo.

Por outro lado, os fatores de rendimento, determinados neste estudo com TLDs e fotodiodo, concordaram em 3,6 % para os diâmetros de cone de 15,0 a 50,0 mm, sendo que, essa variação foi de 7,1% para o cone de diâmetro igual a 10,0 mm.

Desde que, os detectores de diamante e fotodiodos possuem um volume sensível muito pequeno os fatores de rendimento determinados com esses detectores devem aproximar-se do valor verdadeiro. Assim sendo, considerando os fatores de rendimento deste estudo e aqueles obtidos por Rustgi e Frye¹² com o detector de diamante, observamos variações percentuais nos fatores de rendimento inferiores a 6,7% e 5,4 % quando medidos com a câmara de ionização Markus e fotodiodo respectivamente.

Razão de “Off-axis”. Os perfis dos feixes foram medidos nas direções radiais e transversais com filmes radiográficos, normalizados para 100% do valor da dose relativa no eixo central do feixe de fótons para todos os diâmetros de cone. Os valores da razão de “off-axis” obtidos dos perfis, ficaram dentro de $\pm 0,2$ mm em todas as direções.

Os valores das razões de “off-axis” medidos nas profundidades de 5 e 10 cm (Tabela 2) mostram que as doses decrescem continuamente ao longo do eixo central em direção às bordas do campo, mais acentuadamente para os cones de diâmetros muito pequenos, O mesmo comportamento foi observado por Das et al. utilizando como detector filmes radiográficos².

A Figura 2 apresenta as dimensões dos cones à profundidade de 1,5 cm, determinados dosimetricamente com filme radiográfico, usando como referência a curva de isodose de 50%. Observamos que, as variações percentuais entre os campos geométricos e radioativos foram inferiores a 3,0%. Fan et al. [11] utilizando o mesmo

procedimento, encontraram variações percentuais inferiores a 8,7%.

Razão Tecido Máximo (RTM). A razão tecido máximo foi determinada experimentalmente e a partir dos valores das PDPs de acordo com a lei do inverso do quadrado da distância, utilizando-se a câmara de ionização Markus e o fotodiodo. Conforme, a Tabela 3 os valores da RTM apresentaram uma variação percentual entre os detectores em torno de 5 %. Por outro lado, considerando os valores da RTM obtidos por Prasad et al. [13], verificamos uma boa concordância da razão

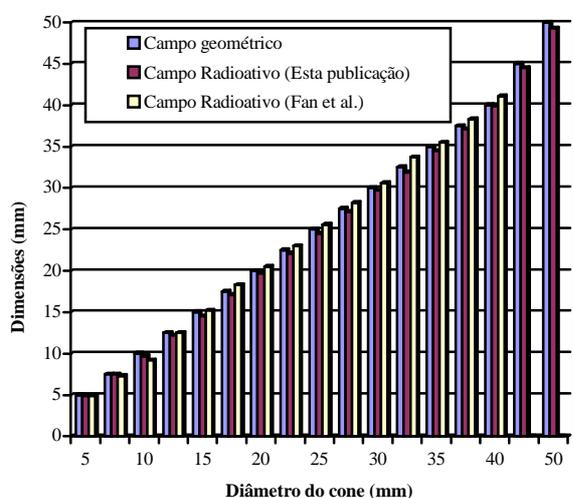


Figura 2. Variação entre o diâmetro de campo geométrico e radioisotópico (50%-isodose).

tecido máximo para diâmetros de cone de 12,5 a 40,0 mm determinados com ambos os detectores. A Tabela 4 lista e compara os valores da razão tecido máximo obtidas experimentalmente com fotodiodo e a partir da porcentagem de dose profunda. As variações percentuais encontradas entre os valores da RTM ficaram em torno de 2,5% na maioria das profundidades, estando a maior diferença nas maiores profundidades.

IV. CONCLUSÕES

Os dados deste estudo mostram que na ausência do equilíbrio eletrônico lateral e o aumento das dimensões dos detectores podem ocasionar erros na determinação dos parâmetros dosimétricos utilizados no algoritmo de cálculo da distribuição da dose. Assim sendo, as medidas dos parâmetros dosimétricos devem ser realizadas com detectores de volume sensível muito pequeno e que apresentem características metrológicas adequadas a esses tipos de feixes.

Embora, os fotodiodos exibam uma alta resolução espacial, eles possuem a desvantagem de não serem equivalente à água e apresentarem anisotropia. No entanto, os valores dos fatores de

Tabela 2. Fatores de rendimento relativo (OF) medidos com diferentes detectores

Cone (mm)	Esta Publicação			Serago et al.	Fan et al.	Rustgi e Frye		
	TLD	Câmara Markus	Diodo			Câmara Markus	Diodo	Detector Diamante
5,0	0,555	0,252	0,816	-	0,670	-	-	-
7,5	-	0,523	0,877	-	0,830	-	-	-
10,0	0,840	0,712	0,900	0,900	0,890	-	-	-
12,5	-	0,819	0,921	-	0,875	0,830	0,893	0,805
15,0	0,963	0,870	0,929	0,910	0,909	0,877	0,915	0,854
17,5	-	0,904	0,935	-	0,895	0,902	0,929	0,893
20,0	0,969	0,915	0,937	0,920	0,915	0,924	0,937	0,912
22,5	-	0,927	0,914	-	0,913	0,935	0,942	0,931
25,0	0,969	0,936	0,943	0,930	0,933	0,942	0,946	0,940
27,5	-	0,940	0,947	-	0,922	0,948	0,948	0,942
30,0	0,969	0,944	0,947	0,940	0,943	0,947	0,951	0,945
32,5	-	0,944	0,950	-	0,936	0,957	0,953	0,951
35,0	0,968	0,947	0,951	0,940	0,947	0,953	0,954	0,953
37,5	-	0,950	0,952	-	0,935	0,954	0,955	0,953
40,0	0,967	0,950	0,953	0,950	0,936	0,953	0,957	0,956
45,0	-	0,953	0,956	-	-	-	-	-
50,0	0,968	0,956	0,955	-	-	-	-	-

rendimento obtidos com o fotodiodo e os TLDs, estão próximos do valor “verdadeiro”, uma vez que

os mesmos possuem um volume sensível muito pequeno. Do mesmo modo, a câmara de ionização Markus subestima os valores dos fatores de rendimento para campos de dimensões reduzidas, (em torno de 5 % para diâmetros de cones de 12,5 a 17,5 mm), em decorrência do seu grande volume sensível.

As razões tecido máximo, podem ser determinadas com a câmara de ionização Markus e fotodiodo para diâmetros de campo a partir de 10,0 mm, devendo-se evitar obter os valores da RTM da PDP, pois a dependência do rendimento com a profundidade pode não seguir a lei do inverso do quadrado da distância, principalmente para diâmetros de campo muito pequenos.

Recomendamos, portanto prudência, na determinação dos parâmetros físicos dosimétricos dos feixes de radiocirurgia, e que sejam obtidos experimentalmente sem interpolações, com dois tipos de detectores que apresentem características metrológicas diferentes.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a Lúcia Bardella M.Sc., Chefe do Serviço de Física Médica do Instituto Nacional do Câncer-INCA, pela utilização do software Wellhofer.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] W.A. Friedmann, M.D., F.J. Bova, Ph.D., J.M. Buatti, M.D., W.M. Mendenhall, M.D., Linac radiosurgery. A practical guide. Springer-Verlag Berlin; 1997.

[2] Das, I. J., Downes, M.B., Corn, B. W., Curran, W. J., Werner-Wasik, M., Andrews, D. W., Characteristics of a dedicated linear accelerator-based stereotactic radiosurgery-radiotherapy unit. *Radiat. Oncol.* 38 (1): 61-8: 1996. [1] R. K. Rice, J. L. Hansen, G. K. Swensson, e R. L. Siddon, Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays. *Phys. Med. Biol.* 32, 1087-1099: 1987.

[3] B. Pike, E.B. Podgorsak, T.M. Peters, C. Pla, Dose distributions in dynamic stereotactic radiosurgery. *Med. Phys.* 14 (5): 780-789: 1987.

[4] Serago, C. F., Houdek, P. V., Hartmann, G.H., Saini, D.S., Serago, M. E., Kaydee, A. Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-rays for radiosurgery, *Phys. Med. Biol.* 37 (10): 1943-56: 1992.

[5] G. H. Hartmann, Quality assurance program on stereotactic radiosurgery. Springer-Verlag Berlin; 1995.

[6] D.M. Duggan; C.W. Coffey, Small photon field dosimetry for stereotactic radiosurgery. *Medical Dosimetry* 22(2): 127-133: 1997.

[7] AAPM Report Number 54, Stereotactic radiosurgery. American Institute of Physics, Woodbury, NY; 1995.

[8] L. Núñez; F. Sánchez-Doblado, Small field dosimetry in radiosurgery. Dynarad, E.U; 1999.

[9] R. K. Rice, J. L. Hansen, G. K. Swensson, e R. L. Siddon, Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays. *Phys. Med. Biol.* 32, 1087-1099: 1987.

[10] J.L. Robar ; B.G. Clark, The use of radiographic film for linear accelerator stereotactic radiosurgical dosimetry. *Med. Phys.* 26 (10): 1999.

[11] C. J. Fan, W. G. Devanna, L. B. Leybovich, R. G. Kurup, B. J. Hopkins, E. Melian, D. Anderson, G. P. Glasgow, Dosimetry of very-small (5-10 mm) and small (12,5- 40 mm) diameter cones and dose verification for radiosurgery with 6-MV X-ray beams. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 97(67): 183-197: 1996.

[12] S. N. Rustgy, D. M. D. Frye, Dosimetric characterization of radiosurgical beams with a diamond detector. *Med. Phys.* 22: 2117-2121: 1995.

[13] S. G. Prasad. Ph.D., K. Parthasaradhi, Ph.D., C. Des Rosiers, M.S., W. D. Bloomer, M.D, M. LaCombe, M.D. Dosimetric analysis and clinical implementacion of 6 MV x-ray radiosurgery beam, *Medical Dosimetry.* 22 (2): 127-133: 1997.

Tabela 3. Razão de “Off-Axis” para um conjunto simplificado de cones nas profundidades de 5 e 10 cm.

Distância do eixo central (mm)	DIÂMETRO DO CONE													
	φ 12,5 mm		φ 17,5 mm		φ 20,0 mm		φ 25,0 mm		φ 30,0 mm		φ 40,0 mm		φ 50,0 mm	
	5 cm	10 cm	5 cm	10 cm	5 cm	10 cm	5 cm	10 cm	5 cm	10 cm	5 cm	10 cm	5 cm	10 cm
0,0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
1,0	0,995	0,997	0,998	0,999	0,997	0,998	0,998	1,000	0,999	1,000	0,998	0,997	0,998	0,998
2,0	0,980	0,979	0,992	0,994	0,993	0,995	0,998	0,998	0,995	0,998	0,997	0,993	0,997	0,996
3,0	0,942	0,936	0,984	0,985	0,988	0,990	0,996	0,995	0,993	0,997	0,994	0,989	0,995	0,996
5,0	0,721	0,714	0,942	0,934	0,970	0,971	0,987	0,987	0,987	0,990	0,983	0,983	0,989	0,989
8,0	0,194	0,202	0,635	0,594	0,802	0,811	0,955	0,953	0,973	0,975	0,928	0,892	0,973	0,970
12,0	0,021	0,024	0,083	0,083	0,188	0,194	0,598	0,579	0,798	0,849	0,360	0,394	0,913	0,915
16,0	0,010	0,013	0,019	0,024	0,022	0,032	0,079	0,084	0,191	0,133	0,056	0,091	0,450	0,475
20,0	-	-	0,011	0,014	0,012	0,019	0,023	0,032	0,024	0,030	0,017	0,031	0,043	0,058
24,0	-	-	-	-	-	-	0,013	0,019	-	-	-	0,022	0,170	0,028
30,0	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tabela 4. Razão tecido máximo para alguns cones radiocirúrgicos determinados experimentalmente com a câmara de ionização Markus, fotodiodo e filme X Omat V.

Prof. (cm)	DIÂMETRO DO CONE														
	φ 12,5 mm			φ 20,0 mm			φ 27,5 mm			φ 35,0 mm			φ 40,0 mm		
	Câmara Markus	Diodo	Prasad et al.	Câmara Markus	Diodo	Prasad et al.	Câmara Markus	Diodo	Prasad et al.	Câmara Markus	Diodo	Prasad et al.	Câmara Markus	Diodo	Prasad et al.
1,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
2,5	0,965	0,949	0,972	0,975	0,955	0,980	0,979	0,958	0,984	0,982	0,963	0,986	0,982	0,965	0,987
5,0	0,847	0,843	0,872	0,864	0,853	0,875	0,877	0,862	0,889	0,887	0,869	0,895	0,893	0,876	0,901
7,5	0,743	0,745	-	0,765	0,754	-	0,775	0,767	-	0,786	0,777	-	0,798	0,784	-
10,0	0,667	0,668	0,688	0,685	0,679	0,694	0,697	0,689	0,709	0,708	0,701	0,721	0,714	0,709	0,728
12,5	0,583	0,592	-	0,605	0,602	-	0,613	0,613	-	0,625	0,624	-	0,637	0,631	-
15,0	0,514	0,525	-	0,531	0,535	-	0,547	0,546	-	0,554	0,556	-	0,565	0,563	-
17,5	0,451	0,467	-	0,469	0,476	-	0,480	0,486	-	0,494	0,495	-	0,500	0,503	-
20,0	0,410	0,426	0,433	0,426	0,433	0,441	0,432	0,441	0,432	0,446	0,450	0,463	0,452	0,457	0,465

Tabela 5. Razão tecido máximo para alguns cones radiocirúrgicos determinados experimentalmente e a partir da PDP com fotodiodo.

Prof. (cm)	DIÂMETRO DO CONE									
	φ 10,0 mm		φ 20,0 mm		φ 30,0 mm		φ 40,0 mm		φ 50,0 mm	
	Diodo ^a	Diodo ^b								
1,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
2,5	0,945	0,947	0,952	0,955	0,959	0,961	0,963	0,965	0,964	0,967
5,0	0,844	0,838	0,858	0,853	0,871	0,866	0,880	0,875	0,888	0,882
7,5	0,749	0,742	0,765	0,754	0,777	0,771	0,793	0,784	0,803	0,794
10,0	0,678	0,666	0,693	0,679	0,709	0,694	0,725	0,709	0,735	0,721
12,5	0,604	0,590	0,618	0,602	0,635	0,616	0,650	0,631	0,661	0,644
15,0	0,539	0,524	0,552	0,535	0,569	0,550	0,584	0,563	0,597	0,574
17,5	0,481	0,466	0,495	0,476	0,515	0,490	0,524	0,503	0,536	0,513
20,0	0,444	0,424	0,454	0,433	0,470	0,445	0,482	0,457	0,495	0,467

a) valores obtidos da PDP.

b) valores obtidos experimentalmente.

Abstract

Stereotatic radiosurgery and radiotherapy are techniques used in the treatment of small intracranial lesions. These techniques require the use of small, precisely directed beams. Treatment can be carried out by using charged particles, multiple ^{60}Co sources or megavoltage photon beams produced by a linear accelerator. In this paper, the dosimetric parameters of a 6 MV photon beam used in stereotatic radiosurgery and radiotherapy were determined by used a PMMA phantom and a Radionics radiosurgery system. Measurements were carried out for radiation fields varying between 5 and 50 mm, by using thermoluminescent dosimetres, fotodiodes, ionization chambers and Kodak X-Omat V film.