

Caracterização dosimétrica de feixes de fótons com detector de diamante*

Dosimetric characterization of photon beams using a diamond detector

Talita Sabino¹, Laura Natal Rodrigues², Laura Furnari³, Érika Yumi Watanabe⁴, Gisela Menegussi⁵

Resumo **Objetivo:** Este trabalho foi realizado com o objetivo de caracterizar o detector de diamante, bem como observar seu comportamento. **Materiais e Métodos:** As características dosimétricas de feixes de fótons de 6 MV de energia foram medidas utilizando o sistema automático de varredura MP3 da PTW com um detector de diamante e foram comparadas com medidas usando uma câmara de ionização 31010 da PTW. **Resultados:** As características dosimétricas do detector de diamante foram observadas por meio de medidas de linearidade com a dose, dependência com a taxa de dose e distribuições de dose em profundidade, bem como perfis. **Conclusão:** Algumas medidas com diamante e câmara de ionização foram validadas com resultados publicados na literatura, o que demonstrou um bom comportamento do detector de diamante na comparação com a câmara de ionização, muito utilizada para dosimetria em radioterapia, evidenciando que o diamante é uma boa escolha de detector para dosimetria de campos pequenos.

Unitermos: Diamante; Dosimetria; Radioterapia.

Abstract **Objective:** The present study was aimed at characterizing a diamond detector and observing its behavior. **Materials and Methods:** The dosimetric characteristics of 6 MV photon beams were measured by utilizing an automatic PTW MP3 scanning system with a diamond detector, and compared with measurements performed with a PTW 31010 ion chamber. **Results:** Measurements of dose linearity, dose rate dependence and depth dose distribution as well as dose profiles demonstrated the dosimetric characteristics of the diamond detector. **Conclusion:** Some measurements with diamond detector and ion chamber were validated with results published in the literature, demonstrating a good behavior of the diamond detector as compared with the ionization chamber that is widely utilized for dosimetry in radiotherapy, indicating that the diamond detector is a good choice for small field dosimetry.

Keywords: Diamond; Dosimetry; Radiotherapy.

Sabino T, Rodrigues LN, Furnari L, Watanabe EY, Menegussi G. Caracterização dosimétrica de feixes de fótons com detector de diamante. *Radiol Bras.* 2012 Jan/Fev;45(1):35-38.

* Trabalho realizado no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (Ipen/CNEN), no Serviço de Radioterapia do Hospital Alemão Oswaldo Cruz e no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad/HC-FMUSP), São Paulo, SP, Brasil. Apoio financeiro: INCT – Metrologia das Radiações em Medicina, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Fapesp), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes) e Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA).

1. Mestre em Tecnologia Nuclear Aplicada do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (Ipen/CNEN), São Paulo, SP, Brasil.

2. Doutora em Ciências, DSc, Pesquisadora do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (Ipen/CNEN), São Paulo, SP, Brasil.

3. Mestre em Física Nuclear, Física Médica do Setor de Radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad/HC-FMUSP), São Paulo, SP, Brasil.

4. Mestre em Tecnologia Nuclear Aplicada, Física Médica do Hospital Alemão Oswaldo Cruz, São Paulo, SP, Brasil.

5. Especialista em Física Médica, Física Médica do Setor de Radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad/HC-FMUSP), São Paulo, SP, Brasil.

Endereço para correspondência: Dra. Laura Natal Rodrigues. Instituto de Radiologia – Setor de Radioterapia. Avenida Doutor Enéas de Carvalho Aguiar, 255, 3º andar, Cerqueira César. São Paulo, SP, Brasil, 05403-001. E-mail: lnatal@usp.br

Recebido para publicação em 9/11/2010. Aceito, após revisão, em 1/12/2011.

INTRODUÇÃO

Para dosimetria de feixes de fótons é ideal utilizar um detector que tenha características como alta sensibilidade, boa resolução espacial, baixa dependência energética, boa estabilidade e equivalência com o tecido. Frequentemente são utilizadas câmaras de ionização, mas outros tipos de detectores, como os de diamante, também podem apresentar características desejáveis para esse tipo de dosimetria.

O detector de diamante é praticamente equivalente ao tecido, uma vez que os números atômicos do carbono e do tecido são bem próximos. Por causa disto, o sinal do detector pode ser considerado como sendo diretamente proporcional à dose absorvida no tecido, sem necessidade de se aplicar nenhuma correção^(1,2). Além disso, este detector é bastante apropriado para medidas relativas de dose absorvida⁽³⁾, uma vez que

apresenta características intrínsecas que favorecem este tipo de medida, tais como: alta sensibilidade (cerca de 0,5 mC/Gy), boa resolução espacial e temporal, baixa dependência energética em feixes de fótons e elétrons, boa estabilidade com a temperatura (melhor que cerca de 1% °K⁻¹), e boa estabilidade de radiação, isto é, praticamente insensível ao dano provocado pela radiação.

É importante ressaltar que alguns autores introduziram o uso do diamante sintético, comparando o seu desempenho com um dos primeiros protótipos do diamante natural: eles descreveram o processo de crescimento do cristal desenvolvido sinteticamente^(4,5).

Mais recentemente, alguns autores^(6,7) investigaram o uso do diamante natural na dosimetria de campos pequenos, mais especificamente para medidas de fator espalhamento total para Cyberknife e para

medidas de dose para feixes de radioterapia de intensidade modulada (IMRT), respectivamente. Outros autores⁽⁸⁾ também analisaram o uso do detector de diamante para a determinação do fator espalhamento total comparativamente com diodos semicondutores.

O detector é constituído de uma placa de diamante natural de espessura de 0,2 mm introduzida em uma cápsula de polimetilmetacrilato, a uma profundidade de 1,0 mm, tendo um sistema especial de contato. As dimensões externas do detector são quase as mesmas do diodo de silício, de 7,3 mm de diâmetro e 20 mm de comprimento. A tensão de polarização é de +100 V. Logo que se aplica a tensão no detector, recomenda-se uma pré-irradiação com uma dose de cerca de 10 Gy para que a sensibilidade do detector alcance uma certa estabilidade.

MATERIAIS E MÉTODOS

O detector foi irradiado na configuração vertical e posicionou-se uma câmara de referência na borda do campo de radiação para detectar eventuais flutuações no rendimento do acelerador linear. As distribuições de dose em profundidade foram então obtidas usando-se o sistema automático de varredura MP3 da PTW.

As medidas foram realizadas no Hospital Alemão Oswaldo Cruz em um acelerador linear Varian 21EX em um feixe de fótons de 6 MV.

Na determinação das distribuições de dose em profundidade, o ponto efetivo dos detectores foi posicionado nos pontos de medida: para o diamante, o ponto efetivo está a 1,0 mm da superfície externa no centro do diamante; para a câmara 31010 da PTW (volume de 0,125 cm³, equivalente à câmara PTW 31002 que está tabelada no TRS 398), está a 1,7 mm acima do eixo central e a 4,5 mm da ponta, de acordo com o protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA)⁽⁹⁾. As medidas foram feitas com os detectores sendo deslocados de profundidades maiores para profundidades menores, a fim de eliminar o efeito de menisco.

Com as medidas realizadas em uma taxa de dose de 300 cGy/min, campo de 10 × 10 cm² na profundidade de 5,0 cm, variando as unidades monitoras de 20 UM até 1000 UM, analisaram-se os parâmetros de linearidade com a dose.

A dependência com a taxa de dose foi investigada por meio de medidas efetuadas nos campos de 5 × 5 cm², 10 × 10 cm² e 20 × 20 cm², à profundidade de 5,0 cm com 50 UM e taxas de dose de 100 cGy/min, 200 cGy/min, 300 cGy/min e 400 cGy/min.

Foram determinadas as porcentagens de dose profunda e os perfis no eixo transversal com 400 UM/min na profundidade de 1,5 cm para os campos de 1 × 20 cm², 3 × 20 cm², 10 × 20 cm² e 20 × 20 cm² e distância fonte-superfície de 100 cm.

RESULTADOS

O detector de diamante apresentou comportamento linear com a dose, com um coeficiente de correlação $R^2 = 99,99\%$.

Obteve-se a dependência com a taxa de dose comparando-se as medidas com aquelas realizadas com a câmara de ionização 31010 da PTW e normalizando os resultados para uma taxa de dose de 300 cGy/min, que é a taxa de dose mais comumente empregada em radioterapia (Figura 1).

A variação máxima observada para a dependência com a taxa de dose foi de 0,57%, como mostra a Tabela 1. Essa dependência foi estabelecida por comparação com a câmara de ionização.

As razões das leituras do detector de diamante e da câmara de ionização para o campo de 20 × 20 cm², normalizadas para uma taxa de dose de 300 cGy/min, estão registradas no gráfico da Figura 2.

Para analisar as porcentagens de dose profunda, em todos os tamanhos de campo, os gráficos foram apresentados separadamente para os dois detectores (Figura 3

Tabela 1 Desvio percentual da dependência com a taxa de dose.

Campo (cm ²)	Taxa de dose (cGy/min)			
	100	200	300	400
5 × 5	0,57	0,19	0,00	-0,19
10 × 10	0,09	-0,09	0,00	-0,17
20 × 20	0,24	0,00	0,00	-0,16

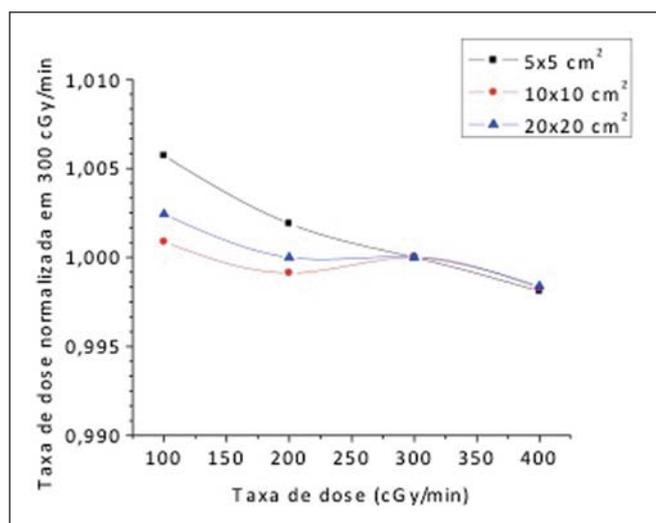


Figura 1. Valores obtidos para dependência com a taxa de dose normalizados em 300 cGy/min para todos os campos medidos.

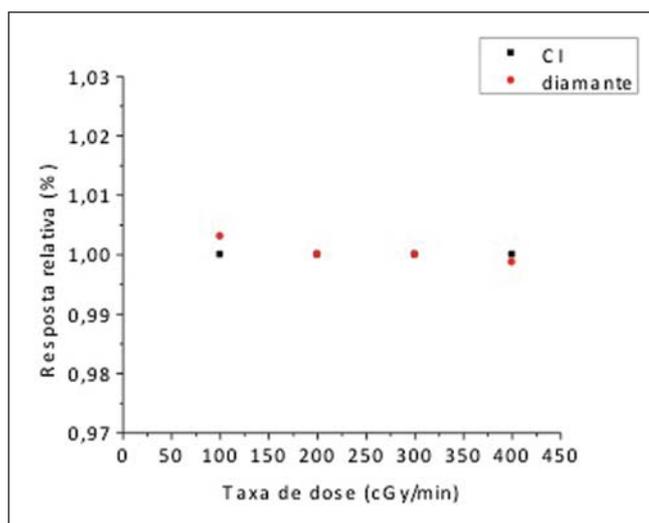


Figura 2. Comparação da resposta do diamante com relação à câmara de ionização. Resposta obtida com a câmara CC125 e diamante em relação à taxa de dose no campo 20 × 20 cm².

para a câmara de ionização e Figura 4 para o diamante).

Observando as curvas de porcentagem de dose profunda dos dois detectores na Figura 5, verifica-se que, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, os dois tiveram o mesmo comportamento, havendo boa concordância entre os valores obtidos. A escolha do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ nesta análise baseia-se nas recomendações do protocolo da IAEA⁽⁹⁾ como sendo o campo de referência na dosimetria de feixes de fótons de alta energia. Esse mesmo comportamento foi observado para outros tamanhos de campo.

Os perfis também foram obtidos para os dois detectores, em diferentes tamanhos de

campo, a fim de serem comparados, como mostra a Figura 6.

DISCUSSÃO

Com relação à dependência da linearidade com a dose, observou-se boa linearidade do detector de diamante, com coeficiente de correlação $R^2 = 99,99\%$, demonstrando a adequação de seu uso em toda a faixa clinicamente relevante em radioterapia.

Comparando os resultados da dependência com a taxa de dose do detector de diamante com os obtidos na literatura⁽¹⁰⁾, observou-se comportamento semelhante,

mas com uma variação menor, de 0,5% em vez de 2%.

A fim de possibilitar uma avaliação quantitativa na comparação entre as respostas do detector de diamante e da câmara de ionização, foi feita uma análise considerando-se algumas profundidades específicas, típicas para feixes de fótons de alta energia, cujas diferenças percentuais são apresentadas na Tabela 2.

Pela Tabela 2, verifica-se que as diferenças entre o diamante e a câmara de ionização para campos pequenos estão aceitáveis, exceto para profundidades maiores. É importante ressaltar que as medidas de distribuição de dose em profundidade para

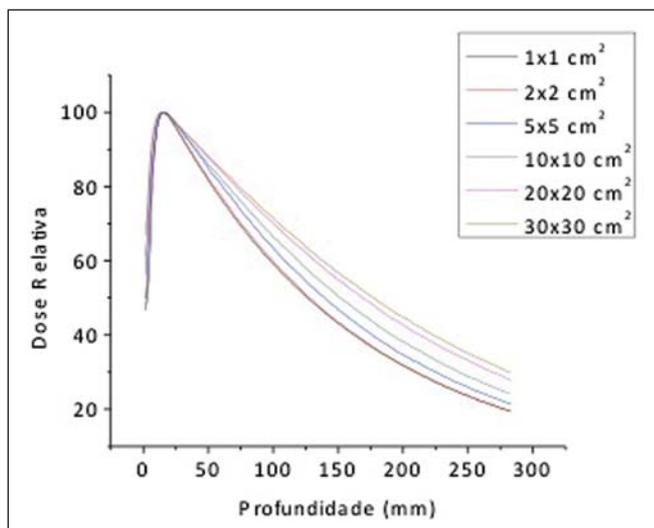


Figura 3. Porcentagem de dose profunda medida com a câmara de ionização.

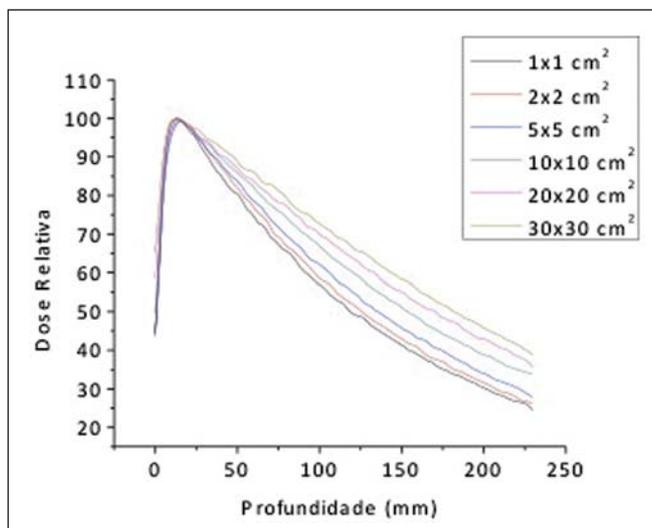


Figura 4. Porcentagem de dose profunda medida com o detector de diamante.

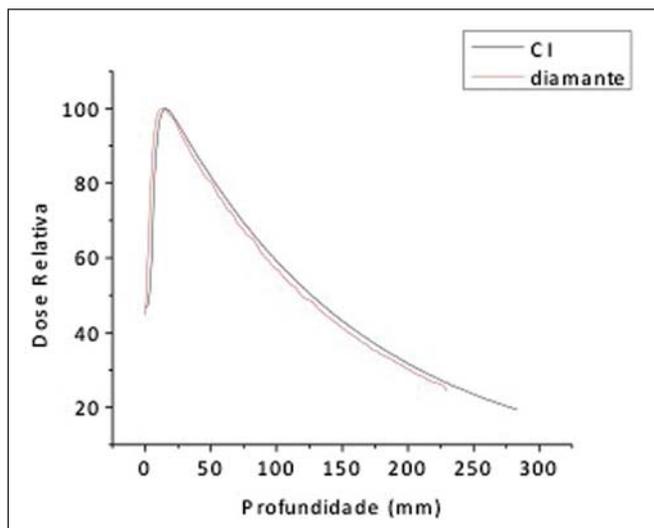


Figura 5. Porcentagem de dose profunda para a câmara de ionização e o detector de diamante em um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

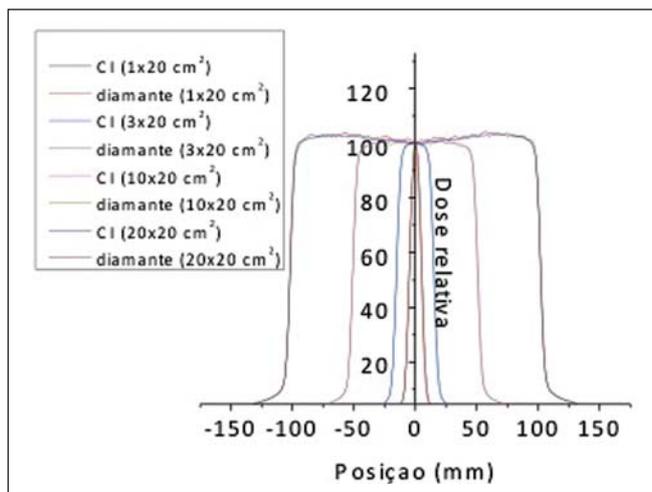


Figura 6. Perfis obtidos com a câmara de ionização e o detector de diamante.

Tabela 2 Desvios percentuais das porcentagens de dose profunda obtidas com o diamante em relação às da câmara de ionização.

Profundidade (cm)	Campo (cm ²)				
	1 × 1	2 × 2	5 × 5	10 × 10	20 × 20
D _{máx}	-0,02%	0,17%	0,66%	0,85%	0,37%
5	1,72%	0,16%	1,45%	-0,02%	0,90%
10	3,64%	2,26%	2,03%	-0,57%	0,28%
20	4,45%	0,89%	2,04%	-1,78%	-0,36%

campos pequenos, da ordem de $0,6 \times 0,6$ cm², são extremamente sensíveis ao alinhamento do feixe incidente em relação ao detector⁽¹¹⁾. Esses autores encontraram um erro em torno de 5% nos valores de porcentagem de dose profunda em profundidades maiores (> 15 cm) quando existe um desalinhamento pequeno, de aproximadamente 0,1 cm, entre o raio central do feixe e centro de uma câmara de ionização com um volume sensível de 0,01 cm³. Já para campos maiores, as diferenças entre estes dois detectores observadas no presente trabalho se encontram entre os valores esperados. Estes dados mostram que o detector de diamante, em virtude da sua alta resolução, é bastante apropriado para a caracterização de campos pequenos.

A partir da análise dos perfis medidos pelo detector de diamante, comparativamente com os medidos pela câmara de ionização, verifica-se que esse detector apresenta uma diferença de cerca de 2% em termos de planura para campos retangulares (1×20 cm² e 3×20 cm², respectivamente), enquanto para os campos quadrados esta diferença se reduz para menos de 1%. Já em termos de simetria, este comportamento é invertido, sendo que as maiores diferenças (de cerca de 1%) são para os campos convencionais. Tais diferenças podem ser atribuídas às diferentes orientações de cada detector nestas medidas, sobretudo no que diz respeito à determinação da penumbra: o detector de diamante foi posicionado com seu eixo perpendicular à superfície da água, enquanto a câmara de

ionização teve o seu eixo perpendicular ao feixe de radiação. Alguns autores^(12,13) também observaram diferenças semelhantes na medida de perfis de dose em função da orientação do detector com relação ao feixe de radiação: esta diferença pode ser minimizada posicionando-se o detector de diamante com seu eixo axial paralelo ao feixe, a fim de aumentar a sua resolução espacial. Além disto, é preciso considerar o tamanho finito da câmara de ionização, já que a medida ao longo do raio central é uma medida ao longo do comprimento da cavidade da câmara de ionização⁽²⁾.

A partir de nossas observações e das conclusões de outros autores, pode-se dizer que tanto as medidas com câmara de ionização como com o detector de diamante têm uma incerteza inerente causada por diversos fatores: orientação da câmara, precisão no seu alinhamento, volume do detector. Assim, são esperadas pequenas diferenças entre os resultados.

Todavia, deve-se ressaltar que o uso do detector de diamante só é recomendado para fins de dosimetria relativa, já que ainda não há disponibilidade de serviços de calibração para este tipo de detector, além do que, o seu desempenho ainda é muito dependente da escolha apropriada do cristal, durante sua construção.

CONCLUSÕES

A caracterização feita neste trabalho evidencia que o detector de diamante é um sistema de medida apropriado para medi-

das dosimétricas de campos pequenos. Os resultados encontrados foram validados pelos trabalhos publicados na literatura.

Agradecimentos

Ao Serviço de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad/HC-FMUSP) e ao Serviço de Radioterapia do Hospital Alemão Oswaldo Cruz.

REFERÊNCIAS

1. Rustgi SN. Evaluation of the dosimetric characteristics of a diamond detector for photon beam measurements. *Med Phys.* 1995;22:567-70.
2. Bucciolini M, Buonamici FB, Mazzocchi S, et al. Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size. *Med Phys.* 2003;30:2149-54.
3. Vatnisky S, Järvinen H. Application of natural diamond detector for the measurement of relative dose distributions in radiotherapy. *Phys Med Biol.* 1993;38:173-84.
4. Bucciolini M, Borch E, Bruzzi M, et al. Diamond dosimetry: outcomes of the CANDIDO and CONRAD INFN projects. *Nucl Instrum Meth Res A.* 2005;552:189-96.
5. Descamps C, Tromson D, Guerrero MJ, et al. Nitrogen-doped diamond: thermoluminescence and dosimetric applications. *Diamond Relat Mater.* 2006;15:833-7.
6. Barnett E, MacKenzie M, Fallone BG. IMRT point dose measurements with diamond detector. *Radiol Oncol.* 2005;39:71-8.
7. Francescon P, Cora S, Cavedon C. Total scatter factors of small beams: a multidetector and Monte Carlo study. *Med Phys.* 2008;35:504-13.
8. McKerracher C, Thwaites DI. Phantom scatter factors for small MV photon fields. *Radiol Oncol.* 2008;86:272-5.
9. IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical Reports Series No. 398. Vienna, Austria: IAEA; 2001.
10. Hoban PW, Heydarian M, Beckham WA, et al. Dose rate dependence of a PTW diamond detector in the dosimetry of a 6 MV photon beam. *Phys Med Biol.* 1994;39:1219-29.
11. Ding GX, Duggan DM, Coffey CM. Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. *Phys Med Biol.* 2006;51:2549-66.
12. Rustgi SN, Frye DMD. Dosimetric characterization of radiosurgical beams with a diamond detector. *Med Phys.* 1995;22:2117-21.
13. Laub WU, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys.* 2003;30:341-7.