

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE DOSIMETRIA POR DIODO PARA O
CONTROLE DA QUALIDADE DE UNIDADES DE TELETERAPIA

Gelson Pinto dos Santos e Cléber Nogueira de Souza

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN-CNEN/SP
Av. Lineu Prestes 2.242
05508-900 Butantã, São Paulo, SP, Brasil.

RESUMO

Para efetuar o controle de qualidade em feixes clínicos de fótons e elétrons utilizados em radioterapia foi desenvolvido um sistema dosimétrico por diodos. Seu desempenho foi verificado em testes de estabilidade de curto e médio prazo, degradação dos detectores com a dose acumulada, dependência da resposta com o tamanho do campo, linearidade e simetria e comparados com câmara de ionização. O sistema mostrou resposta para a maioria dos testes, comparável à resposta de uma câmara de ionização, demonstrando a viabilidade de seu uso em dosimetria relativa de feixes clínicos. Além de prático, esse sistema oferece como vantagem um baixo custo, quando comparado aos similares importados.

Keywords: quality assurance radiotherapy, quality control, relative dosimetry, photodiode, low-cost.

I. INTRODUÇÃO

O uso de feixe de fótons em radioterapia exige uma exatidão de +/-5% na dose absorvida aplicada ao paciente, a fim de se evitar o comprometimento do tratamento, seja por recidiva da doença, por insuficiência de dose, ou por seqüelas em tecidos saudáveis, produzidas por dose em excesso.^{1,2} Para alcançar esse objetivo, um programa de garantia da qualidade deve apontar necessariamente para o controle da qualidade de unidades irradiadoras que são: aceleradores lineares de elétrons para produção de fótons de alta energia, unidades de cobaltoterapia e unidades de ortovoltagem. Entre os parâmetros dosimétricos a serem controlados, periodicamente, encontram-se: a estabilidade de rendimento e a energia do feixe; e a homogeneidade e simetria do campo radioativo.

Para complementar o instrumental utilizado no controle da qualidade dos feixes daquelas unidades irradiadoras foi desenvolvido um sistema dosimétrico por diodo para dosimetria relativa³ de feixes clínicos.

Os detectores semicondutores têm sido utilizados com sucesso para dosimetria relativa nas últimas décadas. Os diodos de silício, quando conectados a um eletrômetro apropriado, oferecem uma combinação única de alta sensibilidade, leitura imediata, simplicidade de operação, tamanho pequeno e robustez, além de apresentarem uma excelente resolução espacial, comparativamente às câmaras de ionização usuais.

Devido à densidade, 1800 vezes maior que a do ar, a energia necessária para produzir um par elétron-lacuna em um diodo de silício é de somente 3,5 eV, comparada aos 34 eV necessários para produzir um par de íons, análogos, no ar. Portanto, os diodos podem ter volumes sensíveis

muitos pequenos. Tipicamente, um detector de silício tem dimensões de (2,5 x 2,5 x 0,4) mm³.

Rikner & Grussel⁴ mostraram que um detector semicondutor baseado em silício, tipo n, apresenta uma resposta não linear com a taxa de dose. Este efeito resultou em erros de mais de 5% na distribuição de doses relativas em um feixe de 8 MV. Um detector de silício, tipo p, foi construído e o efeito de danos de radiação na sensibilidade e dependência com a taxa de dose, para diferentes tipos de dopagem e pré-irradiação, foram estudados por Rikner (1983)^{1, 4} e Grussel et al (1993).⁵ Demonstraram que os detectores de silício, tipo p, com um alto nível de dopagem, apresentaram uma resposta linear com a taxa de dose. Os detectores de silício com este nível de dopagem apresentaram uma queda de sensibilidade e também um aumento na variação da sensibilidade com a temperatura mais rápidos, após uma pré-irradiação.

Atualmente, são disponíveis comercialmente diodos do tipo p com blindagem de materiais de número atômico (Z) alto, como tungstênio e chumbo, que podem reduzir a influência dos fótons espalhados na vizinhança dos detectores, dentro de campos de energia baixa. Além disso, podem aumentar os fótons espalhados que entram dentro do volume sensível do silício, a partir do material de blindagem, de tal maneira que o sinal do detector blindado é maior que o sinal de um detector sem blindagem, sob as mesmas condições de irradiação.

Em trabalho recente, Karlsson et al (1997)⁶ discutiram a aplicação de detectores semicondutores em medidas de fator de "output". Nesse estudo, diodos sem blindagem superestimaram a dose em campos grandes de (40 x 40) cm², para fótons de 4 MV, em 7,5%, a 10 cm de profundidade, e 2,8%, a 1 cm de profundidade em água.

Para os diodos blindados, os desvios foram de 2,4% e 0,7%, a 10 cm e 1 cm de profundidade, respectivamente. Para energias mais altas, a tendência foi à mesma e a diferença menor. Eles sugeriram que ambos os tipos de diodos, blindados e não blindados, são adequados para medidas de fatores de "output", em campos pequenos, menores que $(10 \times 10) \text{ cm}^2$, enquanto que as câmaras de ionização são uma alternativa para campos grandes.

Barbosa et al⁷ avaliaram, para condições reais de aplicação dosimétrica, o fotodiodo SFH 206, usando como parâmetros de desempenho os limites descritos na Norma IEC 731⁸ para câmara de ionização. Concluíram que esse fotodiodo não pode ser usado em instrumentos classificados como de referência. No entanto, destacaram que suas curvas de respostas comportam-se como uma câmara de ionização e que é possível utilizá-lo em feixes monoenergéticos (Cs-137 e Co-60) ou em radiações cuja qualidade do espectro seja estreita. Seu uso pode ainda ser indicado para monitoração de raios-x e determinação da uniformidade do campo radioativo, onde o ângulo de incidência seja maior que 10 graus.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

Para este projeto foi escolhido o fotodiodo SFH 206k, fabricado pela empresa Siemens. É um fotodiodo planar com tensão reversa de 50V, área sensível de 7 mm^2 e espessura de janela de $57 \text{ mg} \cdot \text{mm}^{-2}$. Possui baixa corrente de fuga a temperatura ambiente e um excelente desempenho como dosímetro, como demonstraram testes prévios,^{9,10} além de baixo custo de aquisição, cerca de US\$ 2,50, por unidade.

O sistema dosimétrico desenvolvido é composto por três módulos: os detectores, um condicionador de sinal e um sistema de aquisição de dados. O módulo detector é formado pelos fotodiodos, uma placa de acrílico de $(38 \times 38 \times 1) \text{ cm}^3$, onde os detectores foram encaixados, um conector do tipo D com 25 pinos e cabos coaxiais finos com 15 m de comprimento, que unem os detectores ao condicionador de sinais. Cada fotodiodo foi transformado em sensor mediante sua cobertura por um tubo termocolável que o torna insensível à iluminação ambiente, e colocado em um campo $(20 \times 20) \text{ cm}^2$ de acordo a recomendações da Norma IEC-62 (1985).¹¹ Sobre a placa detectora foi fixada outra placa de acrílico com 0,3 cm de espessura, para garantir o equilíbrio eletrônico para feixes de Co-60. A maior parte das medidas foi feita sobre 5 cm de acrílico para garantir o retroespalhamento do feixe. Os fotodiodos, nessa aplicação, estão no modo curto circuito fotovoltaico¹, isto é, sem polarização.

O condicionador de sinais é constituído por cinco amplificadores eletrométricos que ligam, respectivamente, cada detector a um canal do sistema de aquisição de dados. Esses amplificadores usam o efeito do capacitor de Miller, para garantir a linearidade de resposta e atenuar as perdas de sinal por impedâncias parasitas, tanto do fotodiodo e dos cabos de conexão, quanto de sua própria entrada.

O sistema de aquisição de dados é constituído por um cartão de aquisição de dados, fabricado pela empresa National Instrument, e tem como característica principal 16 canais analógicos de entrada com 12 bits de resolução cada um. Esse cartão foi instalado em um notebook comum. Para a leitura e o armazenamento dos dados, fornecidos pelo condicionador de sinais, um programa foi elaborado, utilizando uma ferramenta de programação designada LabView, desenvolvida pela National Instrument. As leituras do sistema dosimétrico são o resultado de 100 amostragens que podem ser verificadas na tela do computador e armazenadas em um arquivo do tipo texto, e recuperadas em uma planilha eletrônica comum, de onde podem ser analisadas.

A estabilidade do sistema desenvolvido foi verificada pela avaliação de testes de repetibilidade e de reprodutibilidade em condições de operação. Para verificação da dependência da estabilidade do sistema dosimétrico com a dose acumulada, usou-se um conjunto de detectores em separado.

O teste de repetibilidade consistiu de pelo menos cinco leituras consecutivas da resposta dos diodos, quando aplicadas 200 unidades monitoras. O teste de reprodutibilidade é a avaliação de uma série de testes de repetibilidade feitos em diferentes datas, ao longo de dois meses. Pela literatura internacional, a estabilidade é aceitável, se a variação da resposta dos detectores, em ambos os testes, forem menores que 1% para instrumentos que usam câmaras de ionização, classificados como de campo¹². Para o teste de dependência da estabilidade com a dose, foram aplicadas grandes doses aos detectores, e em seguida, verificada sua reprodutibilidade de resposta.

A linearidade do "sistema" foi avaliada para fótons e elétrons dentro da escala útil do sistema.

Para os testes comparativos, usou-se uma câmara de ionização cilíndrica de $0,6 \text{ cm}^3$ de volume, modelo Victoreen 30-352, junto com um eletrômetro, modelo 614, da Keithley Instruments.

O "sistema" é empregado na rotina diária de controle de qualidade de aceleradores lineares. A seguinte medição é aplicada em aproximadamente cinco minutos: três medidas na profundidade, onde a dose é máxima, para uma determinada energia em um campo de $(30 \times 30) \text{ cm}^2$. Após as leituras verifica-se se a razão entre a média das leituras registradas pelo detector central e pelos detectores laterais encontram-se dentro dos limites estabelecidos pelo protocolo de controle da qualidade da instalação. Se essa razão for diferente, deve-se informar imediatamente ao físico médico, para que ele faça uma avaliação mais completa da dosimetria da unidade. Pelo acréscimo de uma camada de acrílico, um segundo conjunto de medidas pode ser executado, para a profundidade onde a dose se reduz a 50%. A relação constante entre esses valores confirma a correta energia do feixe de elétrons e é um parâmetro utilizado no controle da qualidade de unidades irradiadoras. Para fótons, a primeira medida para aferir a energia é tomada na profundidade de "build-up" e a outra, medida a 10 cm de profundidade. Esses procedimentos podem variar,

de acordo com o protocolo dosimétrico¹³ próprio da instalação.

Os ensaios foram realizados nas seguintes unidades irradiadoras:

a) Unidade de teleterapia de Co-60 (energia média da radiação gama de 1,25 MeV), Keleket Barnes Flexaray, USA, modelo IS, com atividade nominal de 0,339 TBq (setembro/1999) pertencente ao IPEN-CNEN/SP.

b) Acelerador linear Clinac 600C, com energia nominal 6 MV para fótons; acelerador linear Clinac 2100C, com energia nominal de 6 e 18 MV para fótons e energias de (4, 6, 9, 12 e 16) MeV para elétrons; acelerador linear Clinac 23EX com energias nominais de 6 e 15 MV para fótons e energias de (4, 6, 9, 12, 16 e 20) MeV para elétrons; pertencentes ao Hospital Albert Einstein, São Paulo.

Os instrumentos de medidas utilizados foram: câmara de ionização Victoreen 30-352, n.º. de série 1409; Eletrômetro, modelo 614, da Keithley Instruments; filme Kodak Xomat V que apresenta resposta linear até aproximadamente 1,50 Gy; sistema de avaliação de feixes clínicos, Sistema Tracker da Keithley Instruments.

III. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Calibração. Os detectores foram calibrados em um feixe de fótons, à distância foco-detector de 100 cm e em um campo de $(4 \times 4) \text{ cm}^2$, onde foram aplicadas, individualmente, doses de 200 unidades monitoras da unidade irradiadora. Os diodos laterais são calibrados, em função da resposta do detector central, com uma dispersão máxima de $\pm 0,5\%$. Existe ainda a possibilidade de se reajustar a sensibilidade de resposta de todos os detectores em $\pm 10\%$, caso haja variação da sensibilidade dos detectores, em função da degradação causada por danos de radiação.

A escala de medição alcança doses entre 0,1 Gy e 21 Gy, com uma resolução de $\pm 0,01$ Gy, para feixes de fótons de energia 6 MV, com um conjunto de diodos sem irradiações anteriores.

Estabilidade. A estabilidade do "sistema", para as condições normais de operação, apresentou uma variação menor que 1%. Esse valor é comparável à especificação para instrumentos com câmara de ionização, classificados como de campo.

Degradação da resposta com a dose acumulada. Os resultados da dependência da estabilidade com a dose são apresentados na Figura 1, para uma dose acumulada de 1400 Gy. Ocorre uma queda na resposta do detector, com o acúmulo da dose da seguinte forma: existe um declínio inicial de 2% para uma dose acumulada de até 220 Gy; no patamar seguinte, há um declínio suave, até aproximadamente 550 Gy; após este patamar existe uma queda acentuada na resposta do detector de aproximadamente 4%; a partir daí, o declínio torna-se suave

novamente, de 750 Gy até 1200 Gy; e, no trecho final o declínio acentua-se novamente.

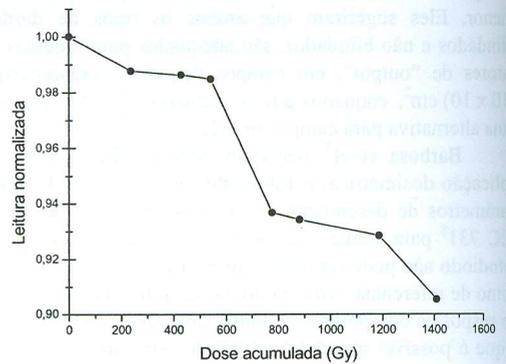


Figura 1- Curva de degradação da resposta do detector com a dose acumulada.

Para uma condição de uso de 3 Gy por dia, destinados à avaliação do feixe de fótons, considerando os 20 dias úteis do mês, tem-se uma dose mensal de 60 Gy. Isto garante que o conjunto de diodos pode ser usado sem grandes variações de sensibilidade por aproximadamente oito meses. Esse período pode ser estendido a intervalos de tempo indefinidos, recalibrando-se os detectores periodicamente.

Varição da resposta com o tamanho do campo radioativo. A Figura 2 apresenta a influência do tamanho de campo nas respostas do detector semicondutor e de uma câmara de ionização de referência da unidade irradiadora, para um feixe de fótons de 6 MV e uma distância fonte-detector de 100 cm. A resposta do fotodiodo detector para campos quadrados com até 15 cm de lado, apresenta uma boa correlação com a resposta da câmara de ionização de referência. A partir desse ponto apresenta uma crescente divergência de resposta de até 3%, para campos de 40 cm de lado, o que coincide com os resultados apresentados por Karlsson et al (1997).⁶

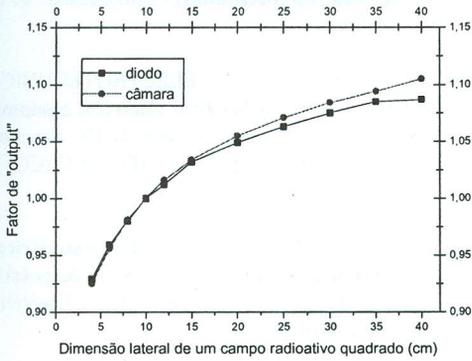


Figura 2 – Rendimento relativo com o tamanho do campo para feixe de 6 MV.

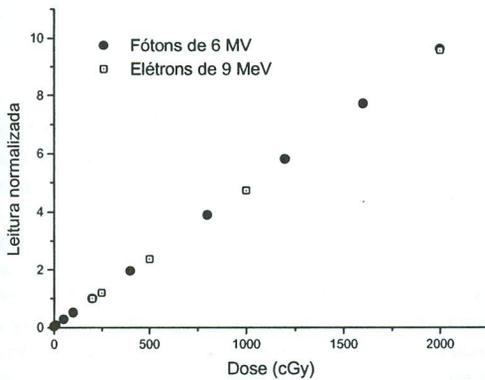


Figura 3 – Curva de linearidade do sistema dosimétrico por diodo.

Linearidade. A Figura 3 mostra que a linearidade do “sistema”, para feixe de fótons e elétrons, é perfeita para toda a faixa útil de medição. Os resultados para ambos os feixes são coincidentes.

Comparação da resposta de diferentes sistemas de dosimetria relativa. A Tabela 1 apresenta os resultados da comparação entre os dosímetros clínicos usados para dosimetria relativa, com os adotados em testes de rotina para o controle da qualidade dos feixes: câmara de ionização, sistema tracker, filme e o sistema dosimétrico por diodo sob ensaio.

Os resultados obtidos para a câmara de ionização e o sistema sob teste coincidem dentro de 0,5%. No entanto, o sistema tracker apresenta diferentes resultados de simetria, quando comparado com os dois sistemas anteriores. É provável que o sistema tracker esteja inadequadamente calibrado. Para o filme, pode se concluir que não apresenta sensibilidade suficiente para esse tipo de medida.

IV. CONCLUSÕES

Desenvolveu-se um sistema de dosimetria com detectores com diodo comerciais, para a aplicação no controle da qualidade de feixes clínicos de fótons e elétrons usados em radioterapia.

Os testes realizados demonstraram a viabilidade de seu emprego em um programa de garantia da qualidade para esses tipos de feixes.

TABELA 1 – Comparação entre fotodiodo, câmara de ionização, sistema tracker e filme.

	Verificação de simetria ^a			
	Fotodiodo	Câmara	Tracker	Filme
Superior (gantry)	1,032	1,034	1,018	1,007
Inferior	1,031	1,040	1,002	1,000
Centro	1,000	1,000	1,000	1,000
Direita	1,034	1,038	1,009	1,000
Esquerda	1,024	1,035	0,998	1,000

a. valores normalizados pelo “Centro”

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de expressar nossos sinceros agradecimentos ao Serviço de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein pela permissão de uso de suas instalações para os ensaios deste sistema dosimétrico.

REFERÊNCIAS

- [1] RIKNER, G. **Silicon diodes as detectors in relative dosimetry of photon, electron and proton radiation fields**. 1983. Tese (Doutorado) – Uppsala Universitet, Uppsala.
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad**. IAEA-TECDOC-1155. Viena, 2000.
- [3] HORTON, J.L. Relative dosimetry. In: WILLIAMS, J. R.; THWAITES, D.I. (Ed.). **Radiotherapy Physics in practice**. New York. Oxford University Press. 1993. p. 53-75.
- [4] RIKNER, G.; GRUSELL, E. Effects of radiation damage on p-type silicon detectors. **Phys.Med. Biol.**, 28(11):1261-1267, 1983.
- [5] GRUSELL, E; RIKNER, G. Linearity with dose rate of low resistivity p-type silicon semiconductor detectors. **Phys. Med. Biol.**, 38:785-792, 1993.
- [6] KARLSSON, M. G.; KARLSSON M.; SJÖGREN, R.; SVENSON, H. Semi-conductor detectors in output factor measurements. **Radiotherapy and Oncology** 42: 293-296, 1997.
- [7] BARBOSA, R.A.; LOPES, R. T.; TAUHATA, L.; POLEDNA, R. Determining parameters of photodiodes which are characteristics from ionization chambers following IEC 731-1982 standards. **Radiation Protection Dosimetry** Vol. 84, Nos. 1-4, p. 353-357, 1999.
- [8] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. Medical electrical equipment. **Dosemeters with ionization chambers as used in radiotherapy**. IEC Publication 731, 1982.
- [9] KHOURY, H, J; MELO, F. de A.; LIRA, C. A. B. de O. Utilização de fotodiodos como detectores de radiação ionizantes. In: **Anais do 2º Congresso Brasileiro de Físicos em Medicina**. São Paulo, 1987. p. 82-85.
- [10] NICOLUCCI, P. **Caracterização e calibração de junções semicondutoras para dosimetria de feixe de ⁶⁰Co**. 1998. Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
- [11] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Report on Medical electrical equipment for medical electron accelerators**. Sect. N IV. Functional performance characteristics, p. 24-40. IEC 62 C (CO) 35, 1985.
- [12] POTIENS, M. P. A. **Metodologia dosimétrica e sistema de referência para radiação X nível diagnóstico**. 1999. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [13] International Atomic Energy Agency. **Absorbed dose determination in photon and electron beams: na international code of practice**. IAEA Technical Report Series no. 277. Viena, 1987.

ABSTRACT

A diode dosimetric system was developed and tested for quality control of photon and electron beams as used in radiotherapy. The following tests were done: repeatability and reproducibility, linearity, degradation with dose and response with the field size. These results were compared with the response of ionization chambers. For the most tests, the diode system presented similar response of it, which demonstrated its viability for clinical dosimetry use. A quality assurance program for a multi-beam accelerator was proposed as an example of its application in a routine use for a radiotherapy service. Besides its practicability of using, the system presents the advantage of low cost, compared to imported system in use nowadays.