

60 9331501

MODIFICAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA PARA RAIOS-X DE DETECTOR A BASE DE FOTODIODO

M.F. da Silva¹, D.L. Teixeira² e L.C. de Freitas³

¹Programa de Engenharia Nuclear COPPE/UFRJ

²Laboratório de Detectores IEN/CNEN

³Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes IRD/CNEN

RESUMO

A dependência energética do fotodiodo Siemens SFH-206 para feixes de raios-X de 24 kV (CSR = 0,204 mm Al) a 50 kV (CSR = 2,276 mm Al) foi estudada e comparada àquela de uma câmara de ionização de placas paralelas. Em sua montagem original de fábrica e sem a utilização de filtros compensadores, o fotodiodo apresenta uma variação máxima de resposta de 450% para a faixa de energia em questão. Estudo feito com a utilização de filtros de alumínio, acrílico, mylar aluminizado e mylar grafitado demonstra que os dois últimos diminuem essa variação máxima de resposta para 101% e 108%, respectivamente, e que o desencapsulamento do fotodiodo de sua montagem original de fábrica diminui ainda mais sua dependência energética. Os melhores resultados foram obtidos para o fotodiodo desencapsulado e utilizado com filtro de 5 µm de mylar grafitado. Nesse caso, sua variação de resposta não ultrapassou 67 %.

INTRODUÇÃO

Detectores semicondutores têm sido extensivamente utilizados em espectrometria nuclear, como descrito por Parker¹, e em aplicações dosimétricas, principalmente para medidas relativas^{2,3}. A utilização de detectores semicondutores em dosimetria de radiações apresenta vantagens porque um diodo produz uma corrente aproximadamente 18.000 vezes maior que a produzida por uma câmara de ionização de mesmo volume sensível. Além disso, apresentam insensibilidade a variações atmosféricas, pequenas dimensões, eletrônica simplificada e baixo custo. O propósito do presente artigo é estudar a dependência energética de um fotodiodo para fins de dosimetria de feixes de raios-X de baixa energia.

MATERIAIS E MÉTODOS

Utilizou-se o fotodiodo Siemens SFH-206 de silício tipo PIN, planar, que encontra-se encaixado numa carcaça de material sintético que serve como filtro e é transparente à radiação ultravioleta. O fotodiodo, nessa montagem de fábrica, foi colocado em um corpo de acrílico de formato e dimensões semelhantes às de uma câmara de placas paralelas para dosimetria superficial. Ele foi calibrado por substituição nos feixes de raios-X, produzidos por um tubo Philips MG-323, cujas qualidades estão descritas na tabela 1. Foram utilizadas as câmaras padrão

secundário NE 2532-3B/171376, de 0,03 cm³, calibrada no National Physical Laboratory, Inglaterra, e NE 2536/23344, de 0,3 cm³, calibrada no Bureau International des Poids et Mesures, França. Comparou-se os fatores de calibração do fotodiodo com aqueles obtidos para uma câmara NE 2532-3B/17338, através do mesmo procedimento experimental. Tanto as câmaras quanto o detector fotodiodo foram acoplados ao eletrômetro Keithley 616/284189. As câmaras de ionização foram polarizadas com uma voltagem de - 200 V, fornecida por uma fonte de tensão Tectrol TCH 1000/3901. O detector fotodiodo foi utilizado no modo fotovoltaico, ou seja, sem aplicação de voltagem. As leituras das câmaras e do detector fotodiodo foram normalizadas para as leituras da câmara de transmissão PTW 7861/018, acoplada ao eletrômetro Keithley PTW IQ4. As leituras das câmaras foram adicionalmente corrigidas para variações de temperatura e pressão. Câmaras e fotodiodo foram irradiados a uma distância de 50 cm do foco do feixe de raios-X, em um campo de 6 cm de diâmetro.

Tabela 1 - Qualidades implantadas para feixes de raios-X de baixa energia.

Qualidade	Filtração ¹ (mm Al)	Tensão no tubo (kV)	CSR ²² (mm Al)
1	0,235	30	0,204 (37)
2	0,430	24	0,284 (39)
3	0,690	34	0,538 (38)
4	1,110	47,4	1,045 (36)
5	4,169	50	2,276 (50)

¹ Filtração inerente de 2,2 mm Be.

²² Intervalo de aceitação para nível de confiança de 95 %.

RESULTADOS

O detector fotodiodo foi, a princípio, utilizado em seu estado de fabricação, ou seja, encapsulado com um material sintético e recoberto por 6,28 µm de mylar aluminizado. A figura 1 mostra os resultados obtidos com a câmara de ionização e com o detector fotodiodo nessa condição. A partir desse resultado observa-se que a dependência energética do detector fotodiodo difere de cerca de 100% em relação à câmara de ionização. Este resultado mostrou a necessidade de um estudo de utilização de outros tipos de filtros que alterassem essa dependência.

Como há predominância do efeito fotoelétrico na faixa de baixa energia, onde o número atômico Z dos filtros tem grande importância (visto que a seção de choque fotoelétrica varia com Z^3), estudou-se inicialmente o detector encapsulado sem filtro e, posteriormente, com filtros de acrílico ($Z = 6,6$), alumínio ($Z = 13$), mylar aluminizado ($Z = 13$) e mylar grafitado ($Z = 6$), em diversas espessuras.

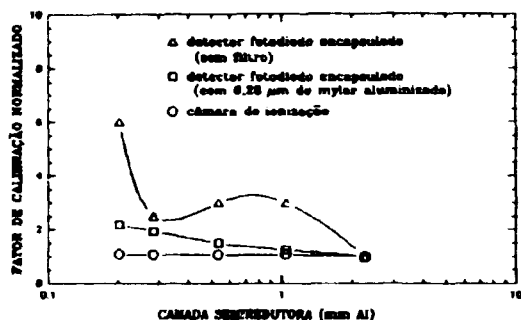


Figura 1 - Dependência energética da câmara de ionização e do detector fotodiodo.

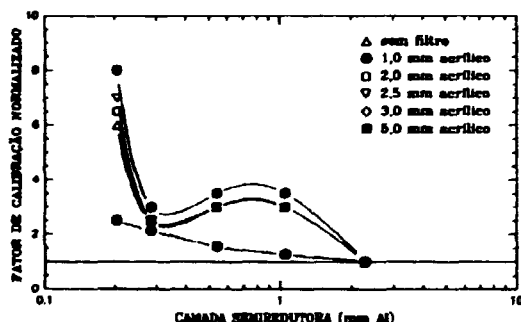


Figura 2 - Dependência energética utilizando acrílico.

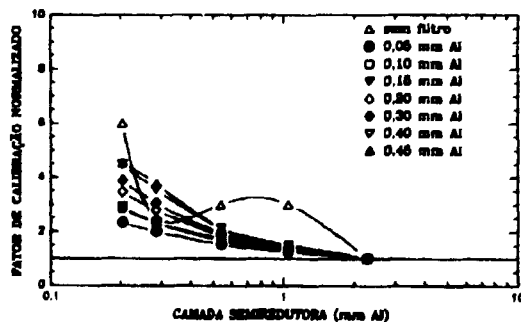


Figura 3 - Dependência energética utilizando alumínio.

A figura 1 também mostra o resultado obtido com o detector fotodiodo encapsulado, sem filtro, enquanto as figuras 2 a 5 mostram os resultados obtidos com a utilização dos filtros para compensação.

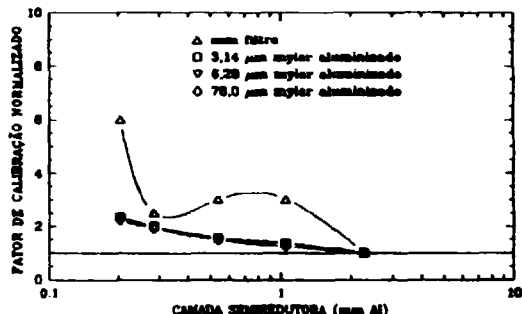


Figura 4 - Dependência energética utilizando mylar aluminizado.

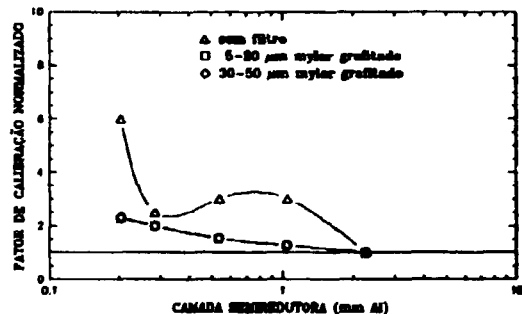


Figura 5 - Dependência energética utilizando mylar grafitado.

Apesar dos filtros, observa-se que os resultados encontrados ainda diferem bastante daqueles para a câmara de ionização de placas paralelas, representados pela reta nas várias figuras. Assim, resolveu-se estudar a influência do material de encapsulamento do fotodiodo. Para isto, retirou-se, através de raspagem, 0,8 mm do material do encapsulamento expondo-se a janela do fotodiodo. Em seguida, foi aplicada uma camada de 0,4 mm de laca de nitrocelulose. Ambas espessuras foram determinadas por medição diferencial com paquímetro digital. Repetiu-se, então, o estudo de dependência energética sem o uso de filtros e, em seguida, com os filtros nas espessuras que forneceram os melhores resultados no estudo anterior. A figura 6 mostra a comparação dos resultados obtidos com o detector fotodiodo encapsulado e desencapsulado, sem a utilização de filtro, enquanto que a figura 7 mostra o estudo com filtros. Deve-se ressaltar que em todos os casos, os fatores de calibração foram normalizados para a qualidade de feixe 5 (CSR = 2,276 mm Al), e os desvios padrões relativos dos

pontos (média de cinco medidas) de cada curva foram menores que 1,3 %.

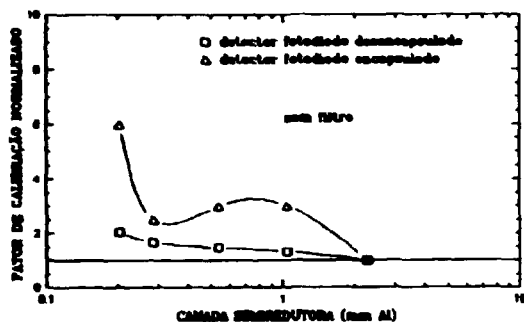


Figura 6 - Dependência energética do detector fotodiodo encapsulado e desencapsulado.

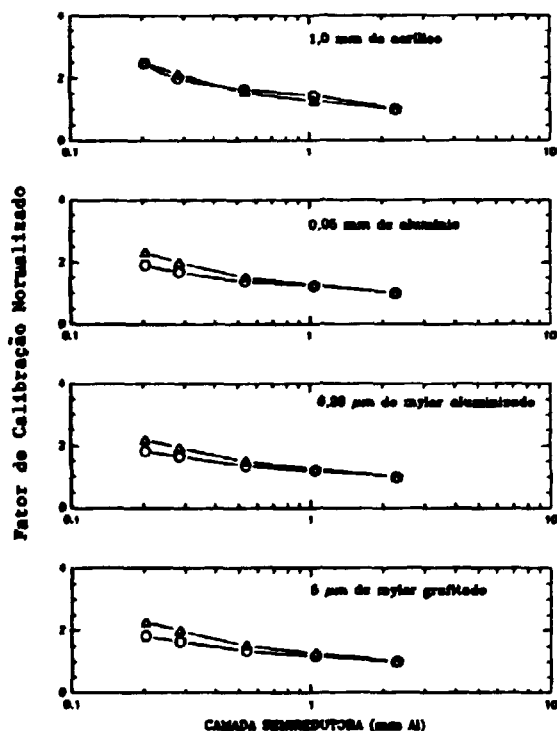


Figura 7 - Dependência energética utilizando vários filtros (▲ detector fotodiodo encapsulado e ○ detector fotodiodo desencapsulado)

Observa-se, a partir das figuras 6 e 7, que embora ao se desencapsular o fotodiodo seu fator de calibração tenha reduzido bastante, é evidente a importância da utilização de filtros para compensação, e que a ação destes é relativamente semelhante, com a possível exceção do acrílico. Os melhores resultados foram encontrados para os filtros de mylar, cujas espessuras são da ordem de micra.

CONCLUSÃO

Na montagem original, a dependência energética do detector fotodiodo, quando comparada à da câmara de placas paralelas, não atende aos critérios estabelecidos por norma internacional (IEC, 1982) para câmaras de ionização para toda a faixa de energia pretendida. O estudo de modificação dessa dependência, através de filtros, mostrou que ainda era necessária a desencapsulação do fotodiodo de sua montagem original de fábrica. Os melhores resultados encontrados, ou seja, aqueles que mais se aproximaram da dependência energética da câmara de placas paralelas, foram aqueles para o detector fotodiodo desencapsulado, utilizando-se filtros de mylar com espessuras da ordem de micra. Neste caso, obteve-se uma variação máxima de 67 %, na região de 0,204 a 2,276 mm de Al, que ainda não está de acordo com os critérios estabelecidos pela norma IEC (4 %). Entretanto, verifica-se que, para as qualidades de feixe de raios-X mais utilizadas em radioterapia superficial, ou seja, aquelas de camada semireductora de 1,0 e 2,3 mm de Al, a diferença máxima em relação ao fator de calibração da câmara é de 10 %, o que propicia a utilização do fotodiodo, na montagem otimizada, na dosimetria de tais feixes. Deve-se lembrar, que o mesmo seria calibrado em laboratório de metrologia, sendo o fator de calibração para cada qualidade utilizado quando das medições nos feixes hospitalares. A necessidade de uma dependência energética menor para as energias mais baixas advém da dificuldade de se caracterizar os feixes clínicos, através da determinação das camadas semireductoras, já que a utilização de filtros alteraria bastante o espectro de raios-X e, conseqüentemente, provocaria um erro maior nas medições. Todavia, a utilização do fotodiodo para dosimetria de tubos de tensão e filtração fixa é perfeitamente viável, se o mesmo for calibrado em condições semelhantes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. IEC International Electrotechnical Commission, "Medical Electrical Equipment Dosimeter with Ionization Chamber as used in Radiotherapy", Publicação 731, 1a. edição, 1982.
2. Jones, A.R. "The Application of Some Direct Current Properties of silicon Junction Detectors to Gamma-Ray Dosimetry", Phys. Med. Biol., 8(4): 451-459, 1963.
3. Parker, R.P. "Semiconductor Nuclear Radiation Detector", Phys. Med. Biol., 15(4):605-620, 1970.
4. Parker, R.P. e Morley, B.J. "Silicon PN Junction Surface Barrier Detectors and their Application to the Dosimetry of X and Gamma Ray Beams", Solid State and Chemical Radiation Dosimetry in Medicine and Biology, p. 167, STI/PUB 138 (IAEA - Vienna), 1967.
5. Scharf, K. "Exposure Rate Measurement of X and Gamma Rays with Silicon Radiation Detectors", Health Physics 13:575-586, 1967.

ENDEREÇO PARA CONTATO

Lêa Contier de Freitas
LIMRI / IRD
Caixa Postal 37750
22642-970 - Rio de Janeiro - RJ

fone: 021.348.5151
fax: 021.342.6035