Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,

v. 23, n. 1, p. 45-52, abril 2007 © SBEB - Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica ISSN 1517-3151

Artigo Original Recebido em 12/12/2006, aceito em 28/04/2007

Um novo dispositivo eletrônico para medição de camada semiredutora em feixes de raios X diagnósticos por exposição única

A new electronic device for measuring half-value layer in diagnostic X-rays by single exposure

Daniel Massaro Onusic* Sergio Paulo Moura Rita Elaine Franciscato Côrte Antonio Carlos Alexandre

Centro de Engenharia Biomédica, UNICAMP Rua Alexander Fleming, 105 13083-881 Campinas, SP Tel. + (19) 3521-9269 E-mail: onusic@ceb.unicamp.br

Sérgio Santos Mühlen

Centro de Engenharia Biomédica, UNICAMP Departamento de Engenharia Biomédica, FEEC/UNICAMP E-mail: smuhlen@ceb.unicamp.br

*Autor para correspondência

Resumo

Este trabalho descreve a construção de um dispositivo eletrônico para medição de camada semi-redutora (CSR) em feixes de raios X de aparelhos de radiodiagnóstico. O dispositivo faz uso de um transdutor constituído por três sensores que utilizam o efeito fotoluminescente do cintilador orgânico antraceno. O sinal luminoso, proporcional à radiação incidente, sensibiliza três fotoresistores que fazem parte de um circuito eletrônico de aquisição e registro de medida. Uma das características interessantes deste dispositivo é possibilitar a medida da CSR com apenas uma exposição do feixe de raios X, o que diminui os erros de medição inerentes aos desvios de reprodutibilidade em muitos aparelhos de raios X. Além das características adequadas de sensibilidade e dependência energética, o transdutor construído apresentou baixo custo em relação aos transdutores convencionais. Os resultados obtidos com o protótipo em eposições de 1 s com tensões de 50, 70 e 90 kVp demonstraram a sua viabilidade na medição de CSR e encorajam a sua utilização em serviços de campo.

Palavras-chave: Antraceno, Camada semi-redutora, Fotoresistor, Raios X.

Abstract

This work describes the construction and the validation tests of an electronic device able to measure the half-value layer (HVL) in diagnostic X-ray beams. The device utilizes a transducer assembled with three sensors based on the photoluminescence of the organic scintillator anthracene. The light signal, proportional to the incident radiation, reaches three photo resistors that are part of the electronic acquisition circuitry and measurement register. Besides adequate features of sensitivity and energy response, an interesting feature of this device is the possibility of measure HVL with just one exposure of the X-ray beam, what reduces the measurement errors due to the low reproducibility of some X-ray equipment. Also the assembled transducer presented low cost compared to the conventional measurement devices. The results obtained with the prototype on exposures of 1 s and 50, 70 e 90 kVp have shown its feasibility and encouraged the use in field services.

Keywords: Anthracene, Half-value layer, Photo resistor, X-ray.

D.M. Onusic, S.P. Moura, R.E.F. Côrte, A.C. Alexandre, S.S. Mühlen

Extended Abstract

Introduction

The quality of X-ray diagnostic beams can be evaluated by its halfvalue layer (HVL), expressed in millimeters of aluminum (mmAl). X-ray diagnostic equipment whose exposure parameters may vary (e.g. low reproducibility of the beam intensity values) result in inaccurate HVL measurements once the procedure consists of a series of exposures. Therefore is worthy to develop a measurement device capable to evaluate HLV with just one exposure, in order to minimize the drift errors. This study describes the construction and testing of such a device. It detects the X-ray beam by means of a transducer composed of three sensors that use the photoluminescence of anthracene scintillator. The bright signal proportional to the incident radiation modifies the resistance of three light-dependent resistors (LDR) that are part of the electronic acquisition and measurement circuitry. The transducer was fully characterized and presented suitable sensitivity and energetic dependence compared to traditionally-used ones, at lower cost.

Material e Methods

The half-value layer of a diagnostic X-ray beam is obtained by measuring the variation of beam intensity after its filtering with aluminum attenuators. Series of aluminum blades of calibrate thicknesses are used during exposures until the measured intensity is decreased to the half of its initial value. In order to reduce the measurement to a single exposure, it is proposed here a transducer with three adjacent identical sensors, where two of them have aluminum filters of different thicknesses and the third is used to obtain the exposure intensity without attenuation.

The sensors were constructed associating the organic scintillator anthracene $(C_6H_4CH)_2$ (Knoll, 1989) to a light-dependent resistor (LDR – Silonex NORPS-12). Each LDR was fixed in a drilled hole (\emptyset 11 mm) on a lead plate (25.0 × 50.0 × 2.0 mm), aligned with the two others. They were covered with 1 mm of ground anthracene and hermetically sealed against external light.

Each LDR was part of a voltage divider circuit. The voltage upon them, proportional to the radiation intensity, is captured in a sample-and-hold circuit, and displayed by means of an ordinary electronic voltmeter.

Characterization of the prototype transducer was performed comparing its output to a calibrated ionization chamber and electrometer (Keithley, 96035B and 35050A respectively) submitted to the same X-ray beams, generated by a generic X-ray diagnostic equipment (GE, Prestige II), with constant exposure time of 1 sec (to allow complete stabilization of signal in LDR).

Measurements of HVL were made under several exposure rates, combining three peak voltages (50, 70 and 90 kVp) to different anodic currents in order to produce the intensity variation. The HVL values obtained with the calibrated ionization chamber were compared to those of the prototype.

Results and Discussion

The graphic on Figure 5 depicts the transducer sensitivity and linearity under exposures of X-ray beams of 50, 70 and 90 kVp compared to the same exposure of the calibrated ionization chamber. The experimental values of HVL were obtained with the ionization chamber and the prototype for the same voltages above, and the intensity variations for the same thicknesses of aluminum attenuators were recorded. When the measured intensity dropped to 50% of the initial value on the ionization chamber (HVL), and with the same attenuation (mmAl) the prototype displayed a value of approximately 60% of the initial intensity. The curve of HVL values comparing the prototype and the ionization chamber measurements for different exposure voltages shows a constant off-set drift (Figure 9).

The reproducibility of the prototype measurements was under 3.5% variation, considered good for the main purposes of the device. We could notice a linear relation between HVL values measured with the calibrated ionization chamber and those with the prototype. In practical terms, the HVL measured with the prototype corresponds to the thickness of aluminum attenuator necessary to reduce the X-ray beam to 60% of the initial intensity. The results of validation tests encouraged further field measurements.

Introdução

A qualidade de um feixe de raios X diagnóstico é avaliada através do valor de sua camada semi-redutora (CSR). Apesar de largamente empregado, o método convencional que utiliza diversas exposições para obtenção desse valor possui limitações inerentes aos desvios de repetibilidade da taxa de kerma (mGy/ mA·min) de alguns aparelhos de raios X.

A portaria MS-453 de 01/06/1998 (Brasil, 1998) estabelece limites para o valor de camada semi-redutora expressa em milímetros de alumínio para potenciais de excitação do tubo de raios X definidos, e determina que o valor medido esteja à disposição dos órgãos de fiscalização (vigilâncias sanitárias). Esta realidade motivou o estudo e a caracterização de um dispositivo que permita a avaliação rápida da qualidade de feixes de raios X através da medida da CSR, priorizando a simplicidade na execução do ensaio, e considerando aspectos econômicos e a exatidão do valor obtido.

Na radiologia diagnóstica o feixe de raios X é composto por fótons de diversos comprimentos de onda (diferentes energias). Os fótons de baixa energia não contribuem para a imagem diagnóstica por transmissão, uma vez que não são capazes de atravessar o corpo do paciente e interagir com o sistema de detecção, aumentando no entanto a dose absorvida pelo paciente. Assim, é necessário que filtros atenuadores sejam adicionados aos feixes de raios X de modo a eliminar a porção indesejada do espectro de radiação. A distribuição espectral dos raios X filtrados define a qualidade do feixe. Para avaliação da qualidade do feixe usa-se como referência o valor de camada semiredutora em um material padrão (alumínio) para um determinado potencial de excitação do tubo de raios X (Wolbarst, 1993).

A CSR é definida como a espessura de um filtro (mmAl) necessária para reduzir a intensidade original do feixe de raios X pela metade, e está relacionada com a energia efetiva do feixe de raios X (Johns e Cunninghan, 1977).

Medida da Camada Semi-Redutora pelo método convencional

A CSR de um feixe de raios X diagnóstico é obtida pela medição da variação da intensidade do feixe, resultado da interposição de atenuadores com diferentes espessuras (Johns e Cunninghan, 1977). O arranjo experimental para medição da CSR está esquematizado na Figura 1.

Essa medição é geralmente realizada com dispositivos que utilizam câmaras de ionização e um conjunto



Figura 1. Arranjo típico para medição da CSR. *Figure 1. Typical setup for HVL measurement.*

de lâminas de alumínio com pureza acima de 99%. A intensidade do feixe de raios X (Gy) deve ser determinada para diferentes lâminas de alumínio, enquanto a tensão ânodo-cátodo (kVp) e o produto do tempo de exposição pela corrente anódica (mA·s) selecionados no aparelho de raios X devem permanecer constantes durante cada medição. Um dos procedimentos consiste em realizar uma exposição de raios X sem qualquer atenuador e registrar o valor obtido (intensidade inicial: kerma (Gy) ou taxa de kerma (Gy por unidade de tempo (s, min ou h)). Em seguida colocar uma lâmina de alumínio e medir a intensidade da nova exposição. Repete-se este procedimento variando a espessura das lâminas de alumínio até encontrar a combinação cuja atenuação melhor se aproxime da metade da intensidade inicial do feixe.

Efeito do espalhamento na medida da CSR

Na medição da CSR, se o arranjo experimental for tal que o detector fique muito próximo das lâminas de alumínio, com as dimensões do campo de raios X muito superiores à área do detector, haverá uma contribuição significativa dos fótons espalhados pelo atenuador sobre o detector (Figura 2). Como conseqüência disso o valor de CSR será superestimado (Johns e Cunninghan, 1977).

Esta consideração tem implicações práticas na definição das dimensões do detector e nas distâncias entre este e o tubo de raios X durante as medições de intensidade.



Figura 2. Efeito do espalhamento na medida da CSR. Figure 2. Scattering on HVL measurements.

Efeito do detector na medida da CSR

Durante o processo de medição da CSR, à medida que os filtros são introduzidos no feixe, o espectro de energia dos fótons recebidos pelo sistema de detecção é modificado. Isso ocorre porque estão sendo retirados os fótons de baixa energia. Logo, uma característica desejável do detector é que sua saída seja o mais independente possível das variações do espectro (Johns e Cunninghan, 1977).

Proposta de um dispositivo alternativo

Em função das flutuações nos parâmetros de exposição de alguns aparelhos de raios X, a medida da CSR pode se tornar inexata e demorada, uma vez que o procedimento consiste de uma série de exposições com a mesma programação de intensidade do feixe. Para solucionar este inconveniente, o presente trabalho propõe a construção de um dispositivo eletrônico capaz de obter todas as informações necessárias para o cálculo da CSR em uma única exposição de raios X.

Material e Métodos

O dispositivo proposto tem como sistema de detecção um transdutor constituído por três sensores idênticos e adjacentes, sendo que dois deles recebem os atenuadores de alumínio de espessuras variadas e o terceiro é usado para obter o valor de exposição sem atenuação. Cada sensor é constituído por uma camada do cintilador orgânico antraceno (que é o responsável pela geração de luz a partir da radiação X incidente), acoplada a um fotoresistor (Light-Dependent Resistor – LDR) que tem sua resistência elétrica modificada pela energia luminosa. Outros sensores ópticos, como fotomultiplicadoras, poderiam também ser utilizados, mas inviabilizariam o baixo custo final pretendido para este projeto.

O cintilador antraceno

Cintiladores de baixo número atômico possuem resposta mais linear com as energias da radiação incidente (Birks, 1951; Robinson e Jentschke, 1954) e são, portanto, mais adequados ao interesse desse trabalho.

O cintilador orgânico antraceno é um hidrocarboneto policlínico aromático (HPA) de fórmula $(C_6H_4CH)_2$ proveniente da destilação do alcatrão da hulha (Knoll, 1989; Netto *et al.*, 2000). Nas condições ambientais tem a forma de pequenos cristais quebradiços que apresentam fluorescência na faixa do azul-violeta, com um pico de emissão de luz em 447 nm.

Robinson e Jentschke demonstraram que a eficiência de fluorescência (energia incidente de radiação que é convertida em luz visível) do antraceno é linear para elétrons com energia superior a 160 keV e supralinear para as baixas energias (Robinson e Jentschke, 1954). Birks propõe uma relação semi-empírica entre a dependência da fluorescência específica e a perda de energia da partícula, onde conclui que a linearidade da resposta independe da natureza da partícula que interage com o antraceno, portanto na interação com fótons X, o comportamento deverá ser o mesmo da interação com elétrons (Birks, 1951).

Devido à sua eficiência em converter radiação ionizante em luz detectável (no intervalo de energia de interesse), o antraceno foi escolhido para ser usado como cintilador na construção dos sensores no instrumento de medida da CSR.

Fotoresistor (LDR)

O material fotocondutivo utilizado neste tipo de dispositivo fotoelétrico (sulfeto de cádmio, CdS) possui uma diferença de energia da banda de valência para a banda de condução de alguns eV, exatamente a energia do espectro de luz visível (em torno do amarelo). Desse modo, na presença de luz, elétrons da banda de valência absorvem energia dos fótons e saltam para a banda de condução, diminuindo a resistividade do material, que é então função da taxa de fótons incidentes.

Se os fótons possuírem energia inferior à energia entre as bandas (valência e condução), o processo de fotocondução não ocorrerá. Caso os fótons tenham energia superior à diferença de energia entre essas bandas, os elétrons arrancados da banda de valência terão energia suficiente para sair do átomo (processo de ionização) e não irão influenciar na resistividade do material. Essa característica é importante para assegurar que a mudança na resistência do LDR seja devida exclusivamente à luminosidade do antraceno, e não por sua exposição aos raios X. Essa condição foi testada e comprovada experimentalmente.

Montagem do transdutor construído com fotoresistor e antraceno

Nesta montagem foi utilizado um fotoresistor com pico de absorção de luz em 550 nm (Silonex, NORPS-12). Este LDR é o que apresenta a maior eficiência (aproximadamente 20%) dentre os modelos pesquisados e disponíveis comercialmente, na conversão da luz devido à cintilação do antraceno, na faixa de emissão de 447 nm.

O transdutor foi montado em uma placa de chumbo com as seguintes dimensões: 2,5 cm de largura, 5,0 cm de comprimento e 2,0 mm de espessura, com três furos adjacentes de 11,0 mm, como indicado na Figura 3. Foi colado um filme plástico de 0,1 mm na superfície da placa de chumbo, e vedada a entrada de luz no seu interior com uma folha de alumínio (0,01 mm) e cola de silicone preta. Os furos foram preenchidos com 1,0 mm de antraceno pulverizado e fechados com o próprio fotoresistor. Esta quantidade de antraceno foi considerada adequada e de fácil manipulação. Estudos realizados com radiação γ de Co-60 mostraram uma saturação da intensidade luminosa obtida do processo de cintilação a partir de uma camada de antraceno com espessura superior a 0,6 mm (Rubo, 2001).

Cada fotoresistor faz parte de um divisor de tensão e está ligado a um circuito de retenção da tensão de pico (*sample and hold*). Esse circuito conta com 3 canais de leitura (um para cada sensor) e um voltímetro interno. O aspecto final do protótipo pode ser apreciado na Figura 4.

Caracterização do transdutor de antraceno

Para a caracterização do transdutor foi elaborada a montagem que aparece na Figura 5. O arranjo experimental é tal que as superfícies do transdutor e da câmara de ionização estão no mesmo plano sob o feixe de raios X. Ambos foram alinhados perpendicularmente ao comprimento do tubo de raios X de modo a desprezar o efeito anódico (efeito "Heel").

O protótipo (Figura 4) foi testado em um aparelho de raios X diagnóstico (GE, Prestige II), tendo como referência um sistema calibrado de câmara de ionização e eletrômetro (Keithley, 96035B e 35050A respectivamente). Os valores de intensidade do feixe de raios X foram normalizados para expressar a intensidade relativa em função da atenuação do feixe.

Foram realizadas medições com várias taxas de kerma no ar, variando a corrente anódica do aparelho de raios X em combinações com três níveis de tensão, dentro dos limites preconizados pela portaria MS-453/98 (Brasil, 1998). Os resultados da caracterização aparecem na Figura 6.

Determinação da CSR de feixe de raios X

Com o transdutor devidamente alinhado sob o feixe



Figura 3. Detalhes da montagem do transdutor, mostrando os componentes principais dos três sensores. Figure 3. View of the transducer assembly and main components of the three sensors.

49



Figura 4. Aspecto final do protótipo para medição de CSR em aparelhos de raios X diagnósticos. Transdutor com sensores e instrumento de aquisição e apresentação das medidas. **Figure 4.** Final aspect of the device for measuring HVL on X-ray diagnostic equipment. Transducer with sensors and acquisition and display system.



Figura 5. Arranjo experimental para caracterização do transdutor construído. *Figure 5. Experimental setup for characterization of the proposed transducer.*

de raios X (para evitar o efeito anódico), foram feitas medições para obter o kerma no ar sobrepondo filtros de alumínio nos sensores laterais do transdutor. Os valores de intensidade dos feixes de raios X foram normalizados e comparados com os resultados obtidos através do método convencional, realizado com a câmara de ionização e eletrômetro Keithley.

Resultados

Curvas de caracterização do transdutor

As curvas da Figura 6 caracterizam a sensibilidade e a linearidade do transdutor. Cada curva representa a resposta para um valor de excitação do tubo de raios X (50, 70 e 90 kVp) em função do kerma no ar obtido e calculado através da câmara de ionização. Portanto, esse gráfico representa a variação da tensão (proporcional à resistência do fotoresistor) em função do aumento da taxa de kerma no ar proveniente do feixe de raios X (Gy·h⁻¹).

Curvas de atenuação e determinação da CSR

Foram obtidas experimentalmente curvas de atenuação (CSR) para as tensões aplicadas de 50, 70 e 90 kVp usando a câmara de ionização e o transdutor construído, com os filtros sobrepostos nos sensores (Figuras 7 a 9). Os valores de exposição foram normalizados e denominados Intensidade Relativa para facilitar a visualização do valor da camada semi-redutora. A linha horizontal de 50% de Intensidade Relativa cruza



Figura 6. Gráfico da resposta do transdutor em função da variação da exposição ao feixe de raios X (tempo de exposição constante em 1,0 s). *Figure 6. Transducer response as function of exposure to X-ray beam (exposure time = 1 s).*

50

as curvas no valor da espessura de alumínio que define a CSR para cada uma das tensões de exposição.

Observa-se que quando o valor da intensidade inicial do feixe de raios X obtido com a câmara de ionização atinge 50% (CSR), nesta mesma condição (mesma filtração de alumínio) foi medido aproximadamente 60% da intensidade inicial com o protótipo, em todas



Figura 7. Curvas de atenuação e valor comparativo entre a câmara de ionização e o protótipo construído para exposição a 50 kVp. *Figure 7.* Attenuation curve comparison for ionization chamber and the prototype, for exposure of 50 kVp.



Figura 9. Curvas de atenuação e valor comparativo entre a câmara de ionização e o protótipo construído para exposição a 90 kVp. *Figure 9.* Attenuation curve comparison for ionization chamber and the prototype, for exposure of 90 kVp.

as condições de medição. Em função deste resultado, foi gerada uma curva comparando os valores de CSR obtidos para exposições a 50, 70 e 90 kVp usando a câmara de ionização como referência, e os valores obtidos no protótipo. Para cada uma das tensões selecionadas acima foi obtido um valor de CSR, conforme aparece na Figura 10.



Figura 8. Curvas de atenuação e valor comparativo entre a câmara de ionização e o protótipo construído para exposição a 70 kVp. *Figure 8.* Attenuation curve comparison for ionization chamber and the prototype, for exposure of 70 kVp.



Figura 10. Curva de comparação dos valores de CSR obtidos com o sistema de referência para feixes de 50, 70 e 90 kVp e a intensidade relativa medida com o protótipo. *Figure 10.* Comparison curve of HVL values obtained with the reference system and the prototype for voltage beams of 50, 70 and 90 kVp.

Discussão e Conclusão

A resposta elétrica do fotoresistor varia exponencialmente com a intensidade da luz incidente, segundo características desse componente. Logo, as curvas de resposta do sensor obtidas com a exposição aos raios X apresentaram o mesmo padrão. As medidas de intensidade do feixe de raios X apresentaram boa reprodutibilidade e repetibilidade, com desvio padrão inferior a 3,5%, o que motivou a continuidade do projeto.

O tempo de queda da resistividade do fotoresistor utilizado é dependente da intensidade luminosa. Para a intensidade luminosa do cintilador na exposição do ensaio foi necessário utilizar um tempo mínimo de irradiação de 1,0 s para garantir a saturação e estabilização do sensor. Esse tempo foi definido observando no osciloscópio o comportamento de subida e descida do sinal para baixas intensidades do feixe de raios X. Tempos superiores a 1,0 s não apresentaram melhora na resposta e só comprometem as condições de funcionamento do aparelho de raios X. É possível verificar que as curvas de atenuação realizadas com o protótipo sob 50, 70 e 90 kVp não coincidem com as curvas obtidas com o sistema de referência. A dependência energética e o efeito do espalhamento devido à geometria do arranjo dos sensores em relação aos filtros de alumínio são as causas mais prováveis da divergência dos resultados.

Numa primeira análise dos testes com o transdutor foi observado um comportamento semelhante ao das curvas obtidas com 50, 70 e 90 kVp em relação ao valor da exposição, porém ainda se nota uma diferença na eficiência de detecção em função da energia do feixe de raios X, como pode ser visto no gráfico da Figura 6. As características físicas do sensor que poderiam melhorar a eficiência do dispositivo, como espessura do cintilador, espessura da cápsula do detector, tamanho da área sensível do detector, resposta espectral e sensibilidade do fotoresistor foram estudas e testadas, sendo que a melhor combinação foi a do transdutor construído.

O gráfico da Figura 10 mostra uma comparação entre o valor esperado da CSR e o valor de intensida-

de relativa no transdutor. Em função deste resultado, parece razoável corrigir os valores de CSR obtidos com o protótipo, quando medidas de campo reais forem realizadas. É necessário calibrar o sistema proposto em relação a uma referência, assumindo que a CSR esperada corresponde à espessura de alumínio necessária para reduzir aproximadamente 60% da intensidade inicial medida no feixe de raios X com o protótipo.

A construção desse dispositivo sem o emprego de câmaras de ionização, eletrômetros e/ou fotomultiplicadoras eliminou o maior custo envolvido na construção de detectores de radiação, sem deixar de atender aos requisitos de reprodutibilidade e repetibilidade necessários.

Os resultados obtidos demonstraram a viabilidade do dispositivo construído e encorajam a sua utilização no controle de qualidade de equipamentos de radiodiagnóstico em campo.

Referências

- Birks, J.B. (1951), "The specific fluorescence of anthracene and other organic materials", *Physical Review*, v. 84, p. 364-365.
- Brasil Ministério da Saúde (1998), Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico, portaria MS-SVS nº 453, 01 jun.
- Johns, H.E., Cunninghan, J.R. (1977), *The Physics of Radiology*, Springfield: Charles C. Thomas.
- Knoll, G.F. (1989), Radiation Detection and Measurement, New York: John Wiley & Sons.
- Netto, A.D.P., Moreira, J.C., Dias, A.E.X.O., Arbilla, G., Ferreira, L.F.V., Oliveira, A.S., Barek, J. (2000), "Avaliação da contaminação humana por hidrocarbonetos policlínicos aromáticos (HPAs) e seus derivados nitratos (NHPAS): uma revisão metodológica", *Química Nova*, v. 23, n. 6, p. 765-773.
- Robinson, W.H., Jentschke, W. (1954), "Response of anthracene scintillation crystals to monoenergetic soft X-rays", *Physical Review*, v. 95, n. 6, p. 1412-1414.
- Rubo, R.A. (2001), Dosímetro de cintilação de antraceno para uso na dosimetria de megavoltagem, Tese de Mestrado, Programa de Física Médica, FFCLRP/USP, Ribeirão Preto, 55 p.
- Wolbarst, A.B. (1993), Physics of Radiology, Madison Wisconsin: Medical Physics Publishing.