

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA COM DIODOS P-I-N DE SILÍCIO AMORFO HIDROGENADO OPERANDO NO MODO CORRENTE

Pedro Paulo Levi Mateus Canazio (a)

Herval Ramos Paes Junior (b)

Ricardo Tadeu Lopes (c)

Antônio Carneiro de Mesquita Filho (d)

Zieli Dutra Thomé Filho (e)

RESUMO

O presente trabalho descreve o desenvolvimento de dispositivos detectores de radiação eletromagnética baseados na tecnologia de silício amorfo hidrogenado (a-Si:H), visando a aplicações na área médica e/ou na área de ensaios não destrutivos. O detector proposto é constituído de fotodiodos em a-Si:H acoplados a cintiladores de iodeto de cézio dopado com tálio, CsI(Tl). As características dos fotodiodos de a-Si:H bem como do detector completo são apresentadas e discutidas, bem como imagens tomográficas de corpos de prova obtidas com os detectores. Foi desenvolvido um modelo matemático para o detector que proporciona meios de previsão direta de seu comportamento a partir de informações do campo de radiação incidente em seu volume sensível. Os resultados obtidos com o modelo são confrontados com os resultados experimentais. O presente trabalho demonstra a viabilidade dos fotodiodos e o detector completo serem inteiramente fabricados no Brasil, para aplicações nas áreas de medicina e ensaios não-destrutivos.

a) Engenheiro, Instituto Militar de Engenharia – Departamento de Engenharia Elétrica.

b) Engenheiro, Universidade Estadual do Norte Fluminense – LAMAV/CCT.

c) Engenheiro, COPPE/UFRJ – Programa de Engenharia Nuclear.

d) Engenheiro, Cidade Universitária – Ilha do Fundão.

e) Engenheira, COPPE/UFRJ – Programa de Engenharia Elétrica.

ABSTRACT

This work concerns the development of amorphous silicon (a-Si:H) based electromagnetic radiation detectors with the purpose of imaging applied to non-destructive testing and medical applications. The detector shown in this work was built with a-Si:H photodiodes coupled with thallium activated cesium iodide scintillators, CsI(Tl) and runs in current mode. The characterization of the detector was made by means of an ^{241}Am gamma radiation source whose main photon energy is 60 keV. The purpose of these tests was the evaluation of the detector behaviour in an energy range close to the one usually employed in medical applications. The intensity conditions of the source used allowed the detector to be evaluated at its lowest sensitivity threshold. The effects of reverse polarization in the dark current have been investigated. A prototype of a linear detector array was built for computed tomography systems use. The front-end (read-out) electronics was developed, assembled and tested. Tomographic images obtained with the a-Si:H based detectors are shown. The results obtained from the mathematical model of the detector have been compared to the experimental data.

PALAVRAS-CHAVE

Detecção de Radiação – Silício Amorfo Hidrogenado – Tomografia Computadorizada

INTRODUÇÃO

As técnicas nucleares têm sido de grande valia na área médica para diagnósticos e terapias. Na área de diagnósticos, a grande maioria das técnicas empregadas visa a obtenção de uma imagem construída direta ou indiretamente através da detecção de radiação X. Nesse tipo de aplicação, os detectores baseados em semicondutores têm merecido atenção cada vez maior [1,2].

Os detectores de radiação X ou gama, empregando tecnologia de semicondutores, normalmente são diodos com diversos tipos de estruturas. Estes dispositivos podem detectar os fótons de forma direta ou indireta [1,3]. Na detecção direta, a radiação incidente provoca ionização diretamente na estrutura do fotodiodo gerando uma fotocorrente I_{ph} , proporcional ao número de pares elétron-lacuna gerados. No caso da implementação deste tipo de detector na forma de filmes finos de silício amorfo hidrogenado (a-Si:H), o dispositivo precisa ser bastante espesso para ter alguma eficiência, devido ao baixo número atômico do silício. Na detecção indireta, a radiação incide sobre um material cintilador que irá gerar luz, ou sobre

um material conversor, de alto número atômico, que irá produzir partículas secundárias (elétrons, principalmente), que irão sensibilizar o fotodiodo.

O presente trabalho tem como objetivo discutir as propriedades de diodos detectores baseados na tecnologia do a-Si:H, visando, principalmente, as aplicações na área médica e/ou na área de ensaios não destrutivos.

O DETECTOR EM a-Si:H

O detector proposto neste trabalho, constituído de um fotodiodo de a-Si:H acoplado a um cintilador de CsI(Tl), é mostrado na Figura 1. O CsI(Tl) foi escolhido por apresentar espectro de emissão luminosa coincidente com a característica da eficiência quântica do fotodiodo de a-Si:H.

O fotodiodo é uma estrutura do tipo p-i-n de a-Si:H depositada em forma de filme fino sobre um substrato de vidro recoberto por uma camada de óxido condutor transparente, CTO, (óxido de índio-estanho – ITO, ou dióxido de estanho – SnO₂).

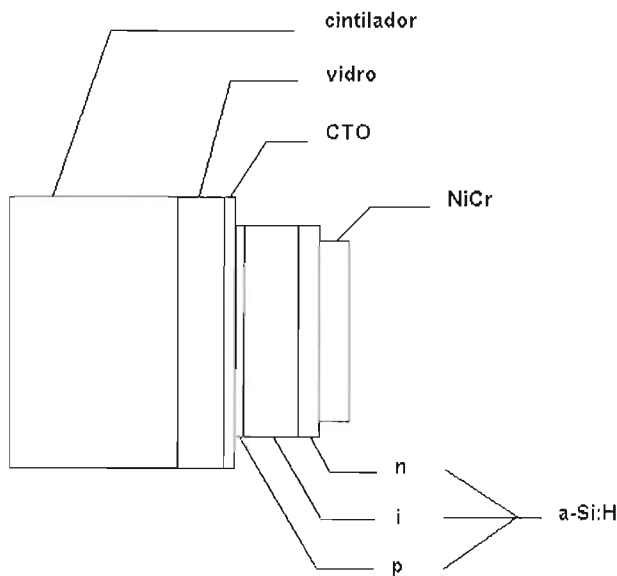


Figura 1: Estrutura do detector

As camadas **p**, **i** e **n** são obtidas por meio de processo de deposição de vapor químico enriquecido por plasma (PECVD). Para a deposição da camada **p** é usada a decomposição dos gases silano (SiH_4) + diborano (B_2H_6). A camada intrínseca (**i**) é formada pela decomposição do gás silano puro, a camada **n** pela decomposição da mistura silano + fosfina (PH_3) [3,4]. Os fotodiodos foram produzidos no reator de PECVD do Laboratório de Estudos de Materiais e Interfaces (LEMI) do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais (PEMM) da Coordenação dos Programas de Pós-graduação em Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro (COPPE/UFRJ). O contato metálico da camada **n** foi obtido por evaporação por feixe de elétrons de uma liga de níquel-cromo (NiCr). Os fotodiodos produzidos tem área de 60 mm^2 e as espessuras de suas camadas são:

Camada **p** = 150 \AA

Camada **n** = 350 \AA

Camada **i** = $0,75 \mu\text{m}$ e $1,3 \mu\text{m}$

filme de NiCr = 2000 \AA

O cintilador de CsI(Tl) possui as dimensões de $3,0 \times 30,0 \times 20,0 \text{ mm}$ e foi fornecido pelo fabricante BICRON (americano), embora o Brasil já fabrique este tipo de cintilador no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN, órgão da Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN.

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O detector foi caracterizado com uma fonte isotópica de radiação gama de ^{241}Am , com energia principal dos fótons de 60 keV e com uma atividade de $3,7 \text{ Mbq}$ (100 mCi). O objetivo dos testes é avaliar o funcionamento do detector em energias próximas às de uma tomografia médica. A fonte utilizada fornece intensidades de feixe no detector bem inferiores às encontradas em tomógrafos médicos, o que permite avaliar a sensibilidade do detector. Também foram estudados os efeitos da polarização reversa na corrente, no escuro. O procedimento experimental consistiu, basicamente, na medição da fotocorrente gerada pelo detector com a fonte situada a distâncias variando de $10,0$ a $120,0 \text{ cm}$. O arranjo experimental foi montado em um banco óptico graduado, no qual foram fixados os suportes para a fonte e o detector. A fotocorrente foi medida com um eletrômetro Keythley modelo 617 (medida DC). Os contatos com os eletrodos dos fotodiodos foram feitos com fios de ouro e cola de prata de alta condutividade. Foram ensaiadas amostras de fotodiodos de $1,3 \mu\text{m}$ de espessura da camada **i** com óxidos condutores transparentes de ITO e SnO_2 . Foi ensaiado, também, um fotodiodo comercial de silício cristalino (c-Si) modelo S2551 fabricado pela Hamamatsu para comparação de desempenho e determinação da eficiência relativa do detector com fotodiodo de a-Si:H em relação a este. Todos os valores medidos para o fotodiodo de c-Si foram corrigidos para os valores correspondentes à área de 60 mm^2 dos fotodiodos de a-Si:H.

A calibração do arranjo experimental foi feita a partir dos dados fornecidos pelo fabricante da fonte radioativa (AMERSHAM Inc., Mod. AMC.36). O número total de fótons N , incidentes no detector para cada valor da distância fonte-detector d , é apresentado na Tabela 1. Estes valores levam em consideração a área sensível do detector de $6,0\text{cm}^2$ (correspondente à face de $20,0 \times 30,0\text{mm}$ do cintilador).

d [cm]	N
10	17,67E6
20	4,41E6
30	1,96E6
40	1,10E6
50	706,62E3
60	490,68E3
70	360,48E3
80	276,00E3
90	218,10E3
100	176,64E3
110	145,98E3
120	122,64E3

Tabela 1: Equivalência entre distância fonte-detector e o número de fótons incidentes no detector

CARACTERÍSTICAS DOS FOTODIODOS DE a-Si:H

Corrente no Escuro

O comportamento da corrente no escuro para os fotodiodos de a-Si:H de $1,3\mu\text{m}$ e de c-Si (Hamamatsu S 2551) é apresentado na Figura 2.

É possível observar, nos dois casos, o aumento abrupto da corrente no escuro quando da aplicação de polarização reversa não nula e o seu comportamento exponencial no caso do fotodiodo de a-Si:H, conforme é esperado. Nota-se ainda que o desempenho do dispositivo de a-Si:H é melhor (menor corrente no escuro) sob aplicação de polarização reversa não nula, ao contrário do fotodiodo de c-Si, cujo comportamento é melhor na condição de polarização reversa nula.

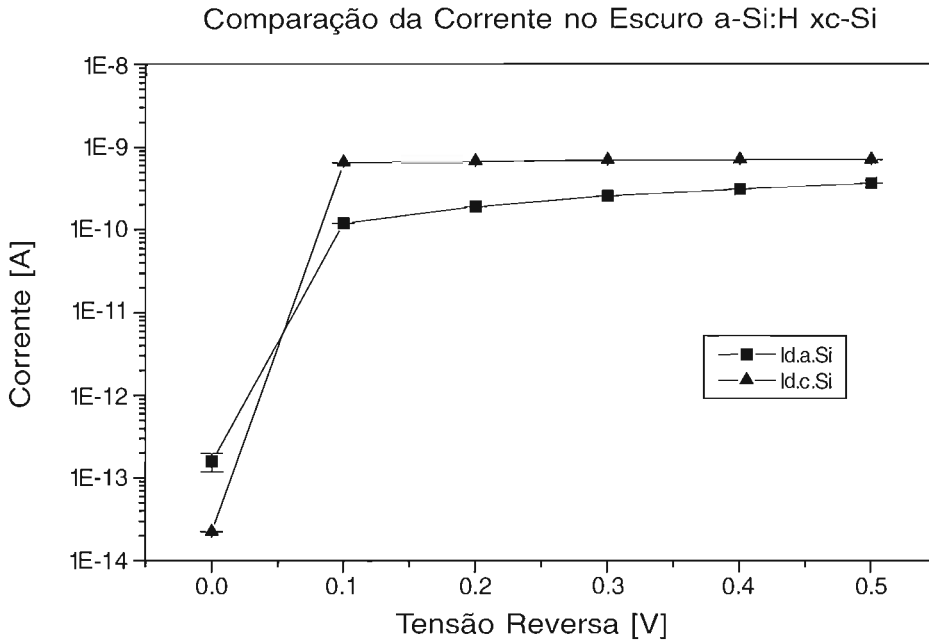


Figura 2: Corrente no Escuro em Função da Polarização Reversa

Sensibilidade Radiante

A sensibilidade radiante, $SR(\lambda)$, para um fotodiodo de a-Si:H de $1,3\mu\text{m}$ típico, sob polarização reversa nula é apresentada na Figura 3. Sua dimensão é amperes por watt.

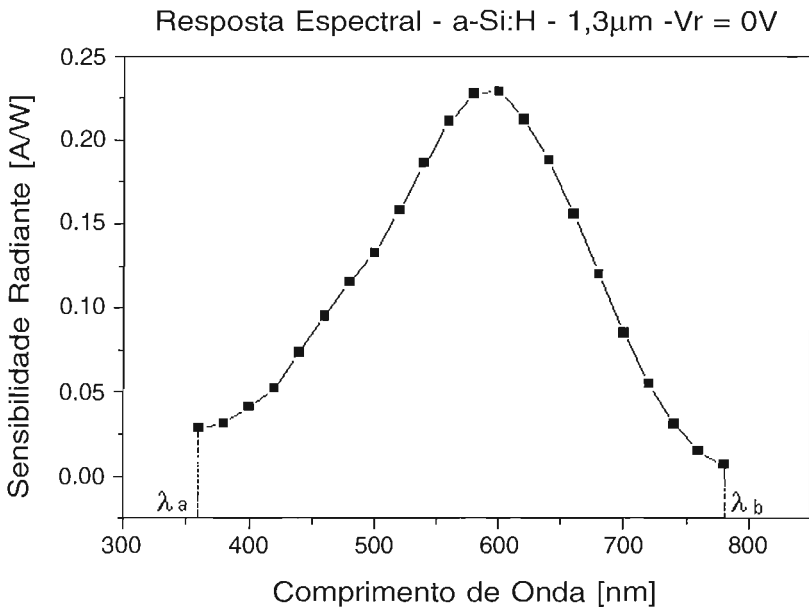


Figura 3: Sensibilidade Radiante do Fotodiodo de a-Si:H

CARACTERÍSTICAS DO DETECTOR DE RADIAÇÃO EMPREGANDO FOTODIODO DE a-Si:H

Reprodutibilidade do Processo de Fabricação dos Fotodiodos e Linearidade da Resposta dos Detectores à Radiação

A Figura 4 apresenta os resultados experimentais obtidos para 5 amostras diferentes de fotodiodos, sendo 3 depositadas sobre SnO_2 e 2 sobre ITO. É possível constatar a boa reprodutibilidade do processo de fabricação, o melhor desempenho daquelas depositadas sobre SnO_2 . As características dos fotodiodos produzidos na COPPE / UFRJ são semelhantes às registradas na literatura [2]. Nota-se, ainda, as boas características de linearidade dos detectores para pequenas intensidades de fluxo de fótons γ incidente.

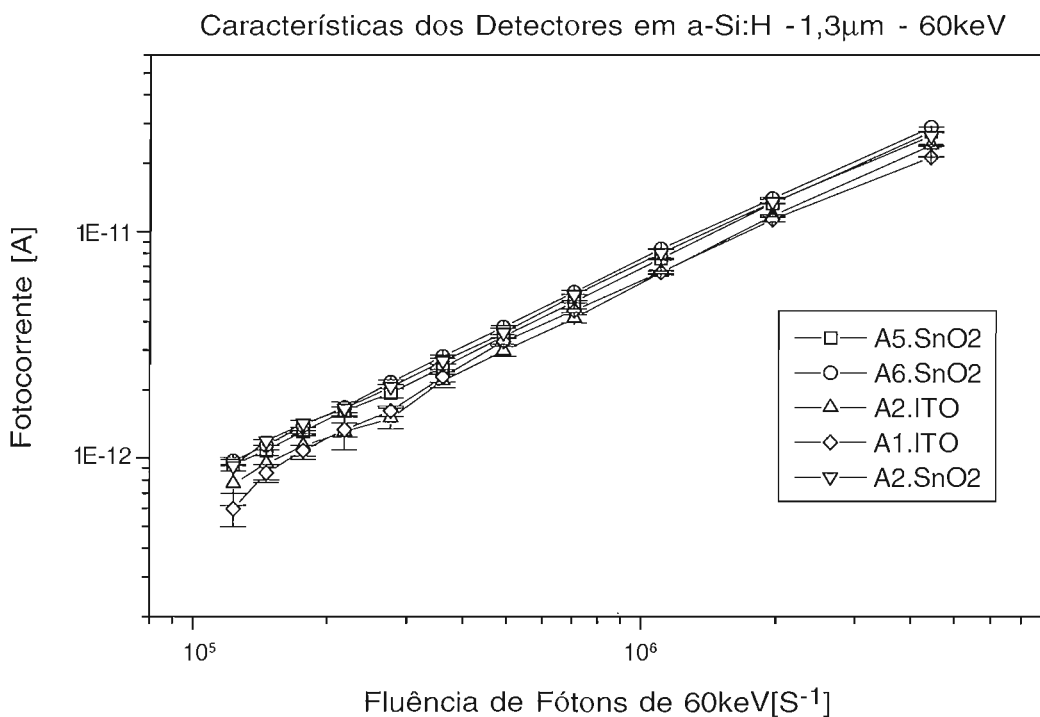


Figura 4: Características dos Detectores

Para fluxos bem mais elevados, gerando fotocorrentes da ordem de 10^{-5} A (oito ordens de grandeza de faixa dinâmica), as boas características de linearidade dos fotodiodos, mantiveram-se praticamente inalteradas [5].

Eficiência Relativa de Detecção - ERD

À medida da eficiência de detecção do detector empregando fotodiodo de a-Si:H foi feita de forma relativa, por comparação com detector empregando o fotodiodo de silício cristalino, S2551. Como os dois fotodiodos têm áreas diferentes, a relação entre elas deve ser levada em consideração. As respostas dos dois tipos de detectores foram medidas rigorosamente nas mesmas condições. A eficiência relativa foi calculada através da Equação (1):

$$ERD = \frac{(I_{ph})_{a-Si:H}}{(I_{ph})_{c-Si}} \frac{A_{c-Si}}{A_{a-Si:H}} \quad (1)$$

Onde:

ERD é a eficiência relativa de detecção; $(I_{ph})_{a-Si:H}$ é a fotocorrente no detector com fotodiodo de a-Si:H; $(I_{ph})_{c-Si}$ é a fotocorrente no detector com fotodiodo de c-Si; A_{c-Si} é a área do fotodiodo de c-Si e $A_{a-Si:H}$ é a área do fotodiodo de a-Si:H. A Equação (1) foi calculada para todas as distâncias fonte-detector ensaiadas nos experimentos e, portanto, a eficiência de detecção foi calculada para diversas condições de intensidade de feixe incidente no detector. O valor obtido para ERD foi $\approx 60\%$ ($59,9 \pm 1,9\%$)

Ganho do Detector

O ganho do detector, g , pode ser determinado a partir da fotocorrente e do número de fótons de radiação incidente em seu volume sensível, através da seguinte relação:

$$g = \frac{I_{ph}}{e \cdot N} \text{ [elétrons / fóton]} \quad (2)$$

Onde:

g é o ganho de conversão do detector em [elétrons / fóton]; I_{ph} é a fotocorrente no detector em amperes; N é o número de fótons gama por segundo incidente no detector (fluência); e é a carga do elétron ($1,602 \cdot 10^{-19}$ C). O valor obtido para g foi de ≈ 60 elétrons por fóton para fótons incidentes de 60 keV.

MODELO MATEMÁTICO SIMPLIFICADO DO DETECTOR

A fotocorrente, I_{ph} , fornecida pelo detector pode ser prevista através da Equação (3) [5]:

$$I_{ph} \cong h.c.T \frac{\Phi(E\gamma)E\gamma}{\varepsilon} \cdot \frac{\Delta\lambda}{RMs.RMI} \cdot x \sum_i \frac{p'(\lambda_i)SR'(\lambda_i)}{\lambda_i} \quad (3)$$

Onde:

h é a constante de Plank ($6,626 \cdot 10^{-34}$ J.s); c é a velocidade da luz no vácuo ($2,998 \cdot 10^8$ m/s); $\Phi(E\gamma)$ é a fluência de fótons de energia $E\gamma$ na área sensível do detector; ε é o rendimento luminoso do cintilador (63,15 eV/ fóton de luz visível, para o CsI(Tl)); T é o fator de perda por acoplamento óptico cintilador-fotodiodo e revestimento do cintilador; RMs é a resolução da medida de $SR(\lambda_i)$ em nm; RMI é a resolução da medida do espectro de emissão do cintilador normalizado em relação ao ponto de máxima emissão, $IR(\lambda_i)$, em nm; $\Delta\lambda$ é o intervalo entre medidas sucessivas de $SR(\lambda_i)$ e $IR(\lambda_i)$ em nm; $p(\lambda_i)$ é o espectro de emissão do cintilador ponderado com área unitária, de tal forma que:

$$\sum_i p(\lambda_i) \Delta\lambda \cong 1 \quad e$$

$$p(\lambda_i) = \frac{IR(\lambda_i)}{\sum_i IR(\lambda_i) \Delta\lambda} \quad (4)$$

O modelo representado pela Equação (3) está apoiado nas seguintes premissas: absorção total do campo de radiação γ incidente, espectro de radiação γ monoenergético, atenuação da estrutura de acoplamento óptico e refletividade do revestimento do cintilador (T) independente do comprimento de onda da luz visível dentro do intervalo considerado.

COMPARAÇÃO ENTRE VALORES EXPERIMENTAIS E PREVISTOS PELO MODELO

A fotocorrente foi calculada através da Equação (3). Os valores utilizados para $\Delta\lambda$, RMs , RMI , T e $E\gamma$ foram 20nm, 4nm, 1nm, 0,54 e 60keV, respectivamente. Os valores obtidos são apresentados de forma comparativa com os resultados experimentais, na Figura 5.

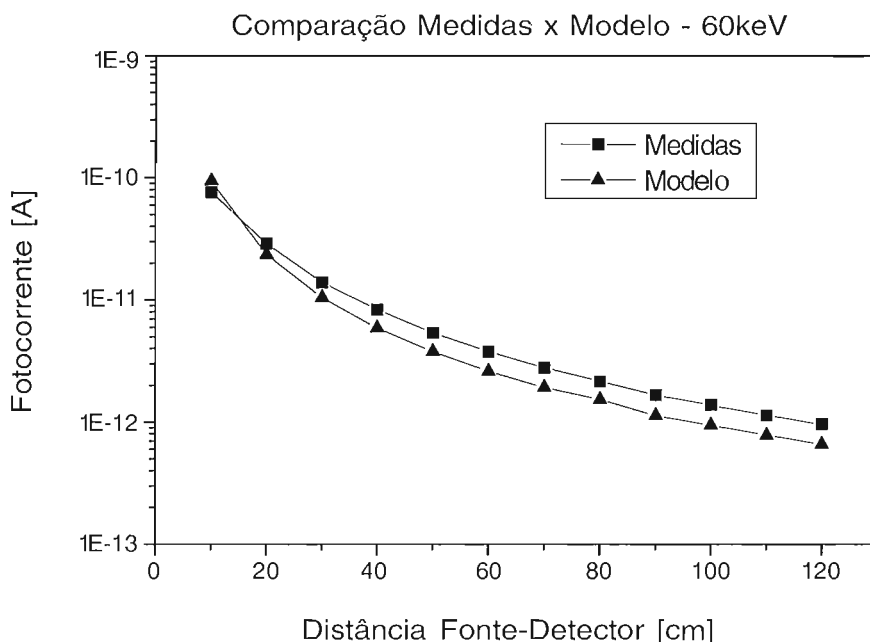


Figura 5: Comparação Medidas x Modelo

Nota-se a proximidade entre os valores previstos pelo modelo e os resultados experimentais. Deixaram de ser consideradas as seguintes fontes de imprecisão: efeito do intervalo $\Delta\lambda$ sobre o valor do \sum_i ; adoção de forma simples do modo de correção da medida de $SR(\lambda_i)$ em função de sua resolução, não considerando a forma gaussiana do espectro da luz de saída do monocromador utilizado (a resolução é, na verdade, a sua largura a meia altura (FWHM)); aproximação usada para o valor de T; cálculo da atividade da fonte de radiação utilizada feito a partir da calibração fornecida pelo fabricante. Embora este seja o procedimento, normalmente, aceito e adotado, o fato dela não ter sido diretamente aferida pode implicar em alguma imprecisão, ainda que aceitável, nos valores de N.

IMAGENS TOMOGRÁFICAS

O detector apresentado foi utilizado na obtenção de imagens tomográficas. A aquisição de dados e a reconstrução das imagens foram feitas no Laboratório de Instrumentação Nuclear da COPPE/UFRJ. O método de reconstrução utilizado foi o da Retroprojeção Filtrada. Embora

não seja mostrado nas figuras, que são originalmente coloridas, há uma tabela de correspondência cor-densidade associada a cada uma delas, que permite checar a atribuição das densidades relativas a cada um dos elementos de que são compostos os corpos de prova. As imagens foram obtidas com tubo de raios X em 60kVp, 4mA e colimação de 1,5mm na fonte e nos detectores. À distância fonte-detector foi de 54cm. Os detectores operam em modo corrente, tornando a aquisição de cada um dos raios soma independente de tempos de contagem. A primeira imagem foi feita com um corpo de prova composto por uma caixa de acrílico de 25,0 x 25,0mm, com espessura das paredes de 3,0mm, preenchida com espuma plástica e com um fio de aço de 1,5mm de diâmetro inserido verticalmente no centro. A imagem obtida é apresentada na Figura 6.

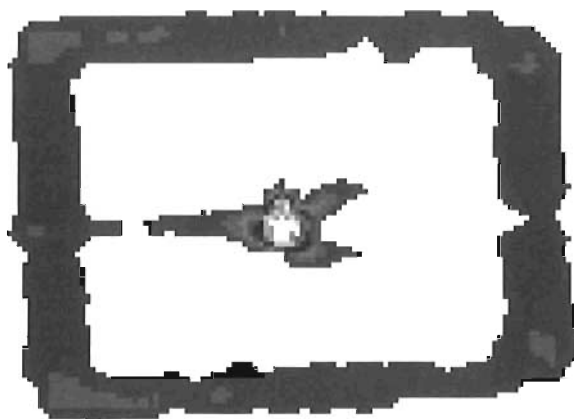


Figura 6: Tomografia de uma caixa de acrílico com fio de aço no centro.
60 kVp, 4 mA e 1,5 mm de colimação

Observa-se que a caixa de acrílico e o fio de aço estão claramente definidos. Nota-se também a ocorrência, já esperada, de alguns traços na imagem (comumente denominados de “artefatos”), devido à grande diferença entre os coeficientes de atenuação linear do aço e do acrílico. A segunda imagem foi obtida nas mesmas condições, porém, na caixa de acrílico foram introduzidos 1 tubo oco de alumínio com parede de 0,5mm de espessura, um fio de cobre e outro de alumínio com 1,5mm e 3,0mm de diâmetro respectivamente. A imagem obtida é mostrada na Figura 7.

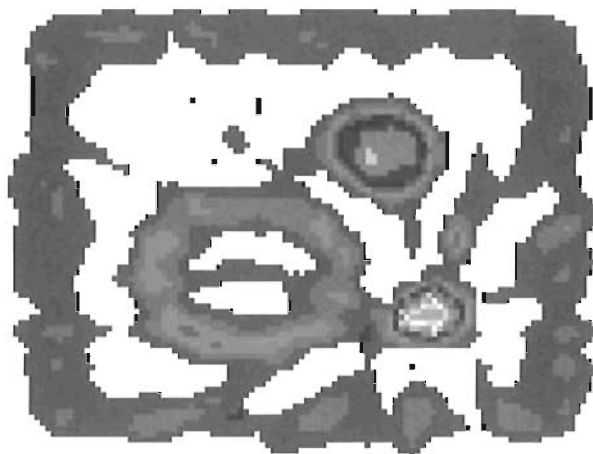


Figura 7: Tomografia de uma caixa de acrílico com fios de cobre e alumínio e tubo oco de alumínio. 60 kVp, 4 mA e 1,5 mm de colimação

Nota-se também os objetos claramente definidos e a capacidade do sistema de resolver as densidades dos fios de cobre e alumínio. A imagem apresenta um maior número de artefatos devido às diferenças de densidade dos materiais envolvidos e da complexidade do arranjo geométrico testado.

Na etapa seguinte, foram feitas duas modificações com a finalidade de obter imagens melhores. A colimação foi reduzida para 1,0mm e o corpo de prova passou a conter objetos com densidades mais próximas, para minimizar a ocorrência dos artefatos. Cabe mencionar que as densidades envolvidas em uma tomografia médica normalmente não são tão diferentes como no caso dos corpos de prova analisada até agora a não ser no caso de pacientes dotados de próteses metálicas.

O primeiro corpo de prova ensaiado nestas condições foi a mesma caixa de acrílico com espuma plástica com um bastão de PVC inserido no centro. O PVC tem densidade três vezes superior à do acrílico. A imagem obtida é mostrada na Figura 8.

Observa-se a acentuada melhoria na definição dos contornos e a ausência de artefatos significativos. As densidades foram corretamente atribuídas, o que confirma a boa linearidade da resposta dos detectores. A outra imagem foi feita com o bastão de PVC substituído por um de acrílico nas mesmas dimensões e é apresentada na Figura 9.

Nota-se uma nova melhoria na definição dos contornos e a correta atribuição dos valores das densidades do bastão e da caixa.

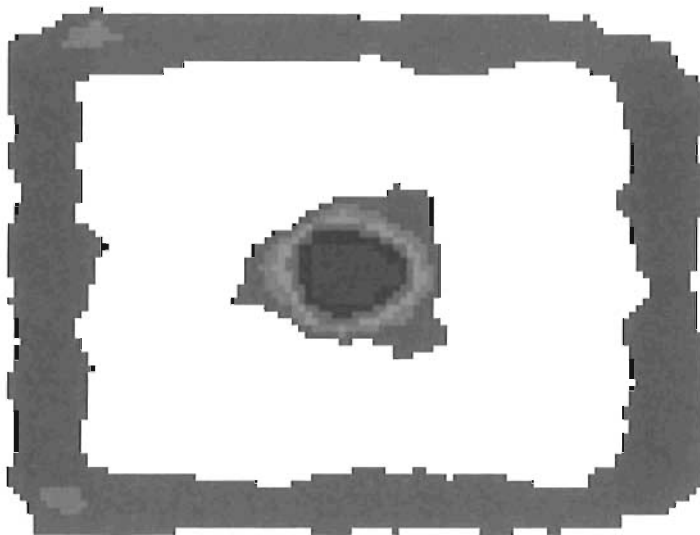


Figura 8: Tomografia de uma caixa de acrílico com bastão de PVC no centro. 60kVp, 4mA e 1,0mm de colimação

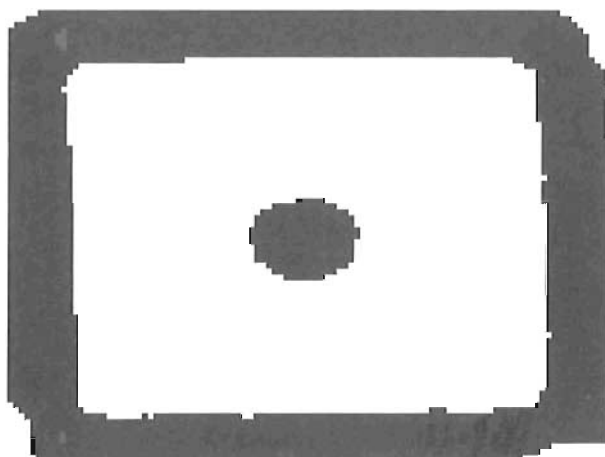


Figura 9: Tomografia de uma caixa de acrílico com bastão de acrílico no centro. 60kVp, 4mA e 1,0mm de colimação

CONCLUSÕES

Por tudo o que foi demonstrado neste trabalho, tanto em sua parte experimental, como em sua parte referente à modelagem conclui-se que:

1. A reprodutibilidade do processo de fabricação dos fotodiodos de a-Si:H na COPPE/UFRJ mostrou-se satisfatória.

2. A operação em modo corrente dos detectores em a-Si:H mostrou-se adequada para aplicações em tomografia computadorizada.
3. As características de desempenho dos detectores de radiação em a-Si:H mostraram-se bastante semelhantes às do c-Si para operação em modo corrente.
4. O desempenho dos dispositivos detectores em a-Si:H, montados para a execução deste trabalho, mostrou-se satisfatório na obtenção de imagens tomográficas.
5. Os sistemas de detecção com dispositivos em a-Si:H apresentam uma série de vantagens em relação aos sistemas convencionais, pulsados, empregando cintiladores acoplados a fotomultiplicadoras em aplicações de imageamento, como menor fragilidade e peso, maior densidade de canais de detecção em volume equivalente, maior simplicidade da instrumentação associada, entre outras.
6. O modelo desenvolvido apresentou uma aproximação bastante satisfatória dos resultados experimentais tomados como referência, validando o modelo proposto neste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a colaboração e apoio prestado pelo Prof. Wolfgang Hermann Paul Losch, do Laboratório de Estudos de Materiais e Interfaces – LEMI do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da COPPE/UFRJ e o suporte financeiro prestado pelo CNPq, CAPES, Fundação Universitária José Bonifácio - FUJB e FAPERJ



REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 – KNOLL, G. *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley and Sons, 1989.
- 2 – ANTONUK, L. et alii. *Development of Hydrogenated Amorphous Silicon Sensors for High Energy Radiotherapy Imaging*. IEEE Transactions. on Nuclear Science - vol.37, nº 2 - abril de 1990 – p. 165-170.
- 3 – CANAZIO, P. P. L. M., PAES, H. P., MESQUITA, A. C. e THOMÉ, Z. D. *Diodos p-i-n de Silício Amorfo Hidrogenado Aplicados à Detecção de Radiação*. Rev. Mil. de Ciência e Tecnologia - vol XII 4/1995, 1995.
- 4 – PAES, H. *Influência da Espessura da Camada Intrínseca e Energia do Fóton na Degradação de Células Solares de Silício Amorfo Hidrogenado*. Tese de Doutorado, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE/UFRJ, maio de 1994.
- 5 – CANAZIO, P.P.L.M. *Desenvolvimento de Detectores de Radiação Baseados em Filmes Finos de Silício Amorfo Hidrogenado*. Tese de Doutorado, Programa de Engenharia Nuclear, COPPE/UFRJ, abril de 1996.