

SIMULAÇÃO DA ESPECTROMETRIA GAMA ESTIMULADA POR NÊUTRONS RÁPIDOS APLICADA NA DETECÇÃO DA ALTERAÇÃO DA CONCENTRAÇÃO DE CÁLCIO EM TECIDOS MAMÁRIOS

Simulation of gamma spectrometry stimulated by fast neutrons applied on detection of change in the concentration of calcium in breast tissues

Rodrigo Sartorelo Salemi Viana^{1*}, Hélio Yoriyaz², Adimir dos Santos³

^{1,2,3} Centro de Engenharia Nuclear – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN/USP

* Autor correspondente: rodrigossviana@gmail.com

² hyoriyaz@ipen.br

³ asantos@ipen.br

Resumo

O desenvolvimento de patologias ocasiona mudanças químicas a nível celular antes mesmo de alterações morfológicas detectáveis com técnicas convencionais de diagnóstico clínico. Um feixe de nêutrons rápidos é utilizado para estimular os núcleos dos isótopos estáveis contidos no tecido irradiado, ocasionando a emissão de raios gama característicos provenientes do espalhamento inelástico. Este trabalho simula a detecção da alteração da concentração de cálcio na mama pela presença de uma microcalcificação não detectada em uma mamografia. A espectrometria simulada foi capaz de distinguir uma diferença em torno de 8% das contagens normalizadas para a energia referente aos raios gama característicos do ⁴⁰Ca.

Abstract

The development of pathologies cause chemical changes at the cellular level even before morphological changes detectable with conventional techniques for clinical diagnosis. A beam of fast neutrons is used to stimulate the nuclei of the isotopes contained in the irradiated tissue, causing the emission of characteristic gamma rays from inelastic scattering. This work simulates the detection of change of calcium concentration in the breast by the presence of a microcalcification not detected in a mammography. The simulated spectrometry was able to distinguish a difference of around 8% of the counts normalized to the energy related to gamma rays characteristic of ⁴⁰Ca.

1. Introdução

A espectrometria gama estimulada por nêutrons rápidos é uma técnica não invasiva utilizada na estimativa da composição isotópica dos tecidos que compõem o corpo humano. Um feixe de nêutrons rápidos é utilizado para excitar os núcleos dos isótopos estáveis contidos no tecido irradiado, ocasionando a emissão de raios gama

característicos provenientes do espalhamento inelástico com os núcleos.

Muitos estudos avaliam a alteração da composição dos isótopos estáveis presentes em tecidos saudáveis, benignos e malignos [1:5]. Outras aplicações se estendem ao diagnóstico da doença de Alzheimer, doenças renais e cardíacas. [6:8]

Este trabalho foi idealizado com o objetivo de avaliar o potencial desta técnica espectrométrica para a detecção do aumento da concentração de cálcio proveniente da formação de microcalcificações em tecidos mamários.

Considerando um diagnóstico precoce, o aumento de uma concentração de cálcio acima de um limiar pode fornecer indícios de uma pré-formação de microcalcificações. Eventualmente, considerando imagens radiográficas de boa qualidade, essas estruturas podem ser detectadas. Contudo, caso a estrutura formada possua dimensão inferior à resolução empregada na aquisição da imagem, a estrutura calcificada não será detectada ou ainda, necessitará de técnicas invasivas para o diagnóstico conclusivo.

Um dos fatores limitantes desta técnica é a seção de choque de espalhamento inelástico. Caso o isótopo de interesse apresente uma baixa seção de choque para esta reação, no sinal proveniente da espectrometria não serão distinguidos os canais de energia dos raios gama característicos do ruído de espalhamento gerado pelo tecido irradiado. A Figura 1 apresenta as seções de choque de alguns isótopos estáveis que compõem o corpo humano e dentre eles o ⁴⁰Ca.

Como o espectro do feixe de nêutrons simulado é predominantemente rápido, não há preocupação de ativação neutrônica do tecido irradiado, o que acarretaria no aumento da dose depositada, uma vez que o tecido seria ativado e se tornaria radioativo.

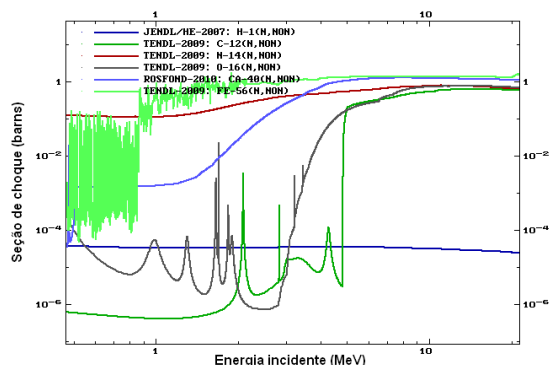


Figura 1 – Seções de choque para a reação de espalhamento inelástico [9].

2. Metodologia

As simulações foram realizadas utilizando o código MCNP5 baseado no método de Monte Carlo para o transporte de radiação no meio. A mama simulada está imersa no ar e é representada pela metade de uma elipsóide com dimensões no plano cartesiano 12 cm x 12 cm x 6 cm, com a composição isotópica do tecido mole e densidade 0,92 g/cm³ [10]. Os detectores utilizados foram modelados com a composição do germânio de alta pureza (HPGe) com densidade 5,32 g/cm³ e com a forma geométrica cilíndrica de 5 cm de raio e 12 cm de altura. Foram utilizados dois detectores posicionados entre a mama com as suas bases paralelas ao plano xy. O feixe de nêutrons simulado possui uma seção circular de 1 cm² e um espectro cuja energia máxima é 1,5 MeV e está posicionado no plano yz e ortogonalmente à superfície da mama, como mostrado na Figura 2.

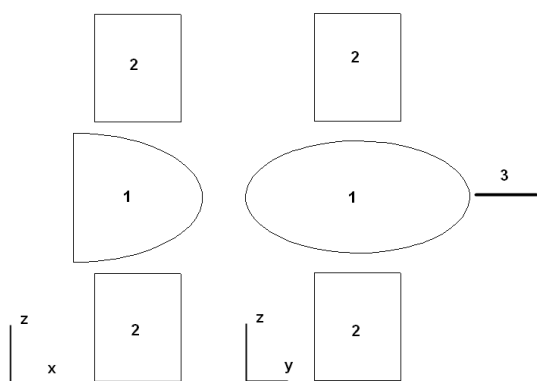


Figura 2 – Geometrias utilizadas nas simulações: 1 – Mama; 2 – Detectores HPGe; 3 – Feixe de nêutrons.

A descrição feita da geometria da mama simulada caracteriza a espectroscopia de uma mama saudável e o espectro obtido deve ser considerado como uma referência para a determinação de qualquer alteração da concentração do isótopo de interesse.

A calcificação foi modelada utilizando uma esfera de raio 0,01 cm e composta por fosfato de cálcio (Ca₃(PO₄)₂) com densidade 3,14 g/cm³. Esta esfera foi posicionada no centro da mama.

A interação entre os fótons de raios gama espalhados pela amostra com o detector e com o ar interferem consideravelmente no espectro obtido. Desta forma, é necessário obter o espectro de fundo. Neste espectro são consideradas as interações nucleares ocorridas no detector e eventuais interações entre os raios gama espalhados e o ar. Para se obter este espectro, foi simulado um volume com um equivalente de massa da mama em água. Logo, o espectro de fundo obtido é compreendido pelas reações ocorridas no detector, no ar e pelos isótopos de hidrogênio e oxigênio da água. Conseqüentemente, a correção dos espectros de referência e da mama com microcalcificação é feita pela subtração do espectro de fundo.

Após a correção feita pelo espectro de fundo, os espectros de referência e da mama com microcalcificação são relacionados com as energias dos raios gama emitidos nos estados excitados do isótopo ⁴⁰Ca. O primeiro estado excitado deste isótopo compreende a liberação de raios gama com uma energia de 3352 keV. Naturalmente, este isótopo é um dos constituintes do tecido mole e alterações em sua concentração devido à presença da microcalcificação serão detectadas pela espectrometria gama.

Para exemplificar a situação em que uma microcalcificação não é detectada pela mamografia, um mamógrafo foi simulado considerando características físicas de mamógrafos comerciais e uma imagem foi obtida utilizando a mesma geometria da mama com a microcalcificação já descrita.

Na próxima seção serão apresentados os resultados das espectrometrias simuladas bem como uma estimativa da dose depositada calculada na mama com microcalcificação e sua respectiva imagem radiográfica.

3. Resultados e discussão

O mamógrafo simulado foi modelado considerando um feixe de fótons de 23 keV incidindo em um alvo de molibdênio a uma distância de 15 cm do filtro de ródio e a 45 cm da placa compressora. A Figura 3 mostra a imagem radiográfica da mama com microcalcificação obtida em alta resolução. É possível observar a ausência de qualquer alteração nos tons de cinza da região central da imagem, constatando que a microcalcificação não foi detectada.

Como descrito na seção anterior, é necessário obter o espectro de fundo para a realização da correção dos espectros de referência e da mama com microcalcificação.

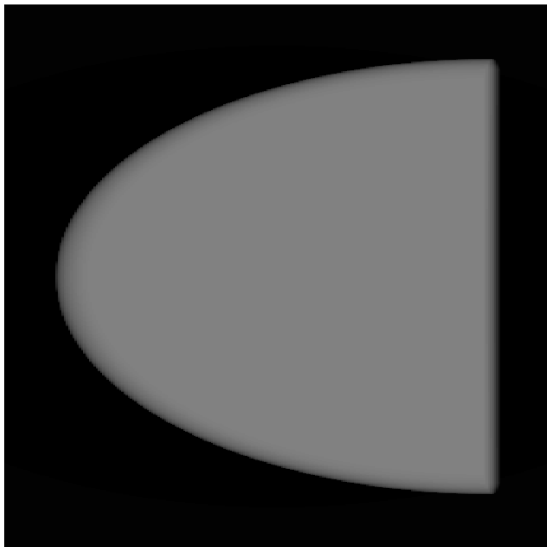


Figura 3 – Imagem radiográfica de uma mama com microcalcificação.

A massa de tecido irradiado é convertida em equivalente de massa em água e é utilizada como alvo para o feixe de nêutrons, fornecendo posteriormente o espectro de fundo. Neste espectro é esperada principalmente a presença de picos relacionados com reações nucleares ocorridas na água e nos detectores. As espectrometrias foram simuladas utilizando $2 \cdot 10^8$ histórias com um erro relativo máximo de 4% e os canais energéticos possuem um desvio de ± 2 keV. A Figura 4 mostra o espectro de fundo obtido.

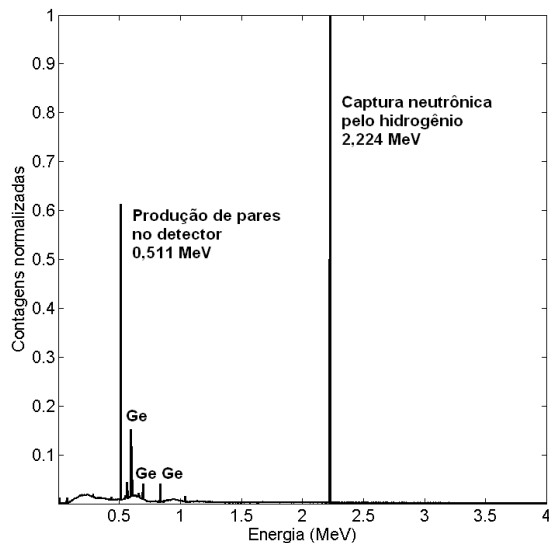


Figura 4 – Espectro de fundo obtido. Detecção dos raios gama referentes à captura neutrônica pelo hidrogênio, produção de pares e transição entre estados excitados no detector.

No espectro obtido utilizando água como alvo foram detectados três energias de transição referentes a diferentes estados excitados do

germânio: 595 keV, 834 keV e 1040 keV. Como esperado, o espectro de fundo também detectou as reações nucleares envolvendo o hidrogênio presente na água e os raios gama gerados na produção de pares dentro dos detectores [11].

Após a aquisição do espectro de fundo, os demais espectros foram obtidos e corrigidos. A Figura 5 mostra o espectro da mama com a microcalcificação já corrigido pelo espectro de fundo. Como apontado anteriormente, um dos fatores limitantes da técnica é a seção de choque do isótopo de interesse. Caso esta grandeza seja muito pequena, a detecção de qualquer mudança de concentração do isótopo pode ser inviável.

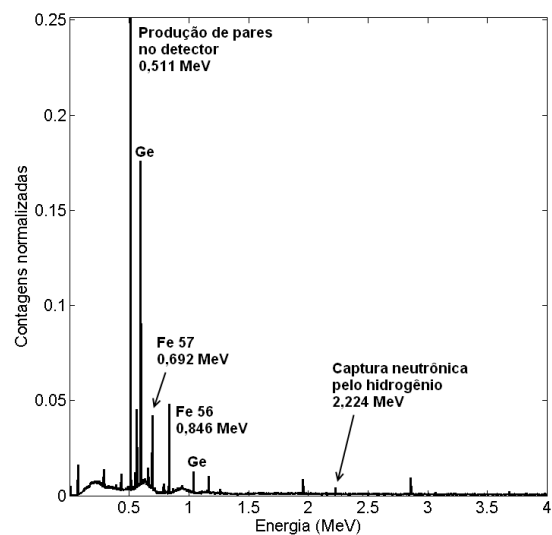


Figura 5 – Espectro corrigido da mama com microcalcificação. Redução das contagens normalizadas para as energias de transição entre estados excitados no germânio: 595 keV e 1040 keV.

Como apresentado na Figura 1, o isótopo ^{56}Fe possui uma alta seção de choque para a reação de espalhamento inelástico a qual é superior à seção de choque do isótopo ^{40}Ca . Por esta razão, a detecção deste isótopo ^{40}Ca não ficou evidenciada no espectro corrigido. Outra característica importante que pode ser observada é a redução das contagens normalizadas para o canal energético referente a captura neutrônica pelo hidrogênio.

Por se tratar de uma técnica nova e ainda não empregada em larga escala, uma das primeiras preocupações com o potencial de aplicação clínica é a dose absorvida pelo paciente. Considerando que o feixe incidente de nêutrons possui uma energia máxima de 1,5 MeV, a energia média calculada depositada por nêutron incidente e outras interações secundárias é da ordem de $1,38 \cdot 10^{-3}$ MeV. Conhecido o volume do tecido irradiado e sua respectiva densidade, a dose absorvida foi

calculada, sendo seu valor obtido na ordem de $1,06 \cdot 10^{-15}$ Gy/nêutron.

Utilizando os espectros de referência e da mama calcificada, ambos corrigidos pelo espectro de fundo, é possível relacioná-los com os canais energéticos esperados para o isótopo de interesse. Para o isótopo ^{40}Ca , a presença da microcalcificação na mama resultou em um aumento de 8,08% nas contagens normalizadas para a energia de 3352 keV no espectro da mama com a microcalcificação com relação ao espectro de referência.

4. Conclusão

A metodologia proposta apresentou resultados animadores que devem ser tomados como incentivo para novas pesquisas relacionadas a detecção de outros isótopos de interesse clínico. Baseado nos resultados observados, mesmo com um baixo valor de seção de choque para o espalhamento inelástico, a elevação da concentração do isótopo ^{40}Ca na mama devido a presença de uma microcalcificação foi detectada na espectrometria gama estimulada por nêutrons rápidos, fato que não seria possível constatar em uma imagem radiográfica devido a dimensão da microcalcificação.

Como esta técnica espectrométrica ainda não está implementada em sua fase clínica, o tempo necessário de irradiação do tecido biológico é desconhecido. Desta forma, o valor calculado para a dose absorvida deve ser tomado como um parâmetro de referência para estudos futuros. Outros fatores que serão considerados nos próximos trabalhos consistem na análise do limiar de concentração detectável pela espectrometria e na modelagem detalhada dos detectores de germânio e da fonte de nêutrons, uma vez que neste trabalho não foi considerada a influência dos fótons de raio gama espalhados por estas estruturas no espectro de fundo e na dose absorvida pela mama.

5. Agradecimentos

Os autores agradecem a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP, processo número 2010/04206-4, pelo suporte financeiro parcial.

6. Referências

- [1] A. E. Schwartz *et al.*, “Trace elements in normal and malignant human breast tissue”, *Surgery*, 76, 325–329, 1974.
- [2] K. H. Ng, D. A. Bradley, L. M. Looi, Mahmood Seman, C. Khalik, and A. Wood, “Differentiation of elemental composition of normal and malignant breast tissue by instrumental neutron activation analysis”, *Appl. Radiat. Isot.* 44, 511–516, 1993.
- [3] S. Rizk and H. Sky-Peck, “Comparison between concentrations of trace elements in normal and

neoplastic human breast tissue”, *Cancer Res.*, 44, 5390–5394, 1984.

[4] N. Mussalo-Rauhamaa, “Cu, Zn, Se, and Mg concentrations in breast fat of Finnish breast cancer patients and healthy controls”, *Trace Elements in Medicine*, 10, 13–15, 1993.

[5] A. Garg, “An elemental correlation study in cancerous and normal breast tissue with successive clinical stages by neutron activation analysis”, *Biol. Trace Elem. Res.*, 46, 185–202, 1994.

[6] J. Mutter, J. Naumann, J. Schneider and R. Walach, “Mercury and Alzheimer’s Disease”, *Fortschr Neurol. Psychiatr.*, 75, 528–538, 2007.

[7] J. Chmielnicka and M. Nasiadek, “The trace elements in response to lithium intoxication in renal failure”, *Ecotoxicol. Environ. Saf.*, 55, 178–183, 2003.

[8] E. Altekin, C. Coker, A. Sisman, B. Onvural, F. Kuralay and O. Kirimli, “The relationship between trace elements and cardiac markers in acute coronary syndromes”, *J. Trace Elem. Med. Biol.*, 18, 235–242, 2005.

[9] Cross Section Evaluation Working Group, ENDEIB-VI, Report BNL-NCS-17541-ENDF-201, edited by P. F. Rose, National Nuclear Data Center, Brookhaven National Laboratory, Upton, New York, 1991.

[10] NIST, Physics Laboratory: *Composition of SOFT TISSUE SOFT (ICRP)*, url: http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matn_o=26, Acessado em 5 de março de 2010.

[11] E. Bender, A. Kapadia and S. Amy, “Breast cancer detection using neutron stimulated emission computed tomography: Prominent elements and dose requirements”, *Med. Phys.*, 34, 3866–3871, 2007.

