

Avaliação do desempenho de espectros de raios X em mamografia digital utilizando simulações Monte Carlo

Study of the x-ray spectra performance in digital mammography through Monte Carlo simulations

Paulo B. Ribeiro e Diego M. Cunha

Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia – Uberlândia (MG), Brasil.

Resumo

Neste trabalho, o desempenho de diferentes espectros de raios X em mamografia digital foi investigado utilizando simulações Monte Carlo, por meio de uma figura de mérito (FOM), definida como $FOM = CNR^2 / \bar{D}_g$, sendo CNR a razão contraste ruído na imagem e \bar{D}_g a dose glandular média na mama. A FOM foi estudada para diferentes espessuras t da mama ($t=2, 4$ e 8 cm). As combinações anodo/filtro avaliadas foram aquelas tradicionalmente empregadas em mamografia (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh) e também um anodo de W combinado com filtros de Ag e Rh, para potenciais do tubo entre 24–34 kVp. Os resultados mostram que, para a espessura da mama de 2 cm, a combinação Mo/Mo, usualmente empregada em mamografia, fornece os valores mais elevados de FOM em 24 kVp. Entretanto, para espessuras da mama maiores que 2 cm, foi observado que o anodo de W combinado com um filtro de borda K fornece os maiores valores de FOM, tal que, para $t=4$ cm, valores ótimos de FOM foram obtidos para a combinação W/Rh entre 26–28 kVp, enquanto para $t=8$ cm, a combinação W/Ag em 30 kVp mostrou a melhor performance. Particularmente para mamas espessas, os resultados mostram que o uso do anodo de W com filtros de borda K permite uma melhora significativa na figura de mérito, fornecendo valores de FOM até 165% maiores do que a combinação Mo/Mo.

Palavras-chave: mamografia, diagnóstico por imagem, radiação ionizante, raios X.

Abstract

In this work, the performance of different x-ray spectra in digital mammography was investigated using Monte Carlo simulations, through a figure of merit (FOM), defined as $FOM = CNR^2 / \bar{D}_g$, being CNR the contrast-to-noise ratio in image and \bar{D}_g the average glandular dose in the breast. The FOM was studied for different breast thickness t ($t=2, 4$ and 8 cm). The anode/filter combinations evaluated were those traditionally employed in mammography (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh) and a W anode combined with Ag and Rh filters, for tube potentials between 24–34 kVp. Results show that, for the 2 cm breast thickness, the Mo/Mo combination, which is usually employed in mammography, provides higher values of FOM at 24 kVp. Nevertheless, for breast thickness greater than 2 cm, it was observed that the W anode combined with K-edge filters provides higher values of FOM, so that, for $t=4$ cm, optimum values of FOM were obtained for the W/Rh combination at 26–28 kVp, while for $t=8$ cm, the W/Ag combination at 30 kVp showed better performance. Particularly for thick breasts, results show that the use of the W anode combined with K-edge filters can significantly improve the figure of merit, with values of FOM up to 165% greater than the Mo/Mo combination.

Keywords: mammography, diagnostic imaging, ionizing radiation, x-rays.

Introdução

A mamografia é atualmente considerada a técnica mais indicada para detecção precoce do câncer de mama¹. O aprimoramento da técnica mamográfica envolve a melhoria da qualidade da imagem, com minimização da dose de radiação no tecido mamário. O espectro de raios X, caracterizado pela combinação anodo/

filtro e potencial do tubo, desempenha um papel fundamental na formação da imagem e também na dose de radiação².

Neste trabalho, investigou-se a influência do espectro de radiação, empregando o método Monte Carlo (MC) para avaliar o desempenho de diferentes combinações anodo/filtro e potenciais do tubo, através da razão contraste ruído (CNR) e da dose glandular média (\bar{D}_g), por meio de uma figura de mérito (FOM).

Material e métodos

Código Monte Carlo

A simulação do exame mamográfico foi feita computacionalmente com a utilização do método MC, que é um método bem estabelecido para simulações do transporte dos fótons nas energias de radiodiagnóstico³, permitindo descrever o transporte da radiação através de um meio material, bem como seus processos de interação, avaliando assim a qualidade da imagem e dose na mamografia digital.

Modelo geométrico

O modelo geométrico adotado nas simulações é mostrado na Figura 1, e inclui os componentes básicos existentes na realização do exame mamográfico, tais como a bandeja de compressão, a mama comprimida, o suporte da mama, a grade antiespalhamento e o receptor de imagem. A bandeja de compressão e o suporte da mama são constituídos de acrílico (PMMA) com espessura de 3,0 e 1,5 mm, respectivamente. A mama comprimida foi modelada como uma camada de espessura t , composta por uma mistura homogênea de 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular, envolvida por uma camada de 5 mm de tecido adiposo⁴. Um nódulo de 5,0 mm de espessura e diâmetro, composto por tecido maligno, foi simulado no interior da mama. Uma grade antiespalhamento linear (razão 5:1)⁵ foi colocada abaixo do suporte da mama. O receptor de imagem, composto de selênio amorfo (aSe), com espessura $x=0,25$ mm e densidade 4,27 g/cm³, foi colocado abaixo do suporte da mama. A eficiência η do receptor na detecção de um fóton de energia E foi calculada como⁶:

$$\eta = 1 - e^{-\mu(E)x} \quad (1)$$

sendo $\mu(E)$ o coeficiente de atenuação linear do receptor aSe.

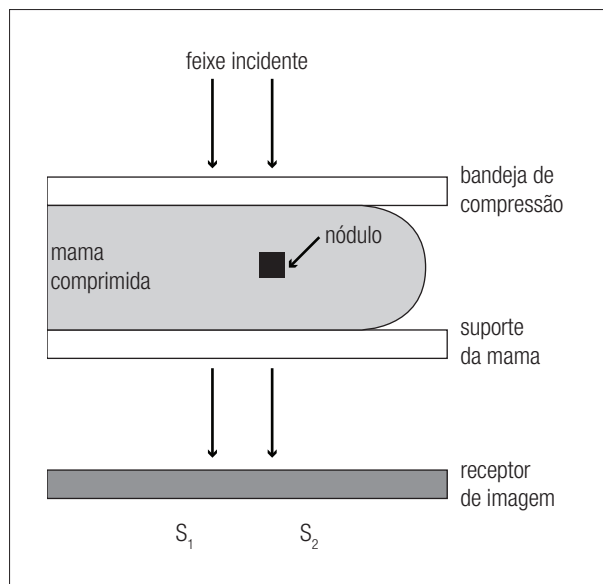


Figura 1. Modelo geométrico adotado.

Base de dados

As composições dos tecidos mamários adiposo e glandular foram obtidas de Hammerstein et al.⁴, e de Poletti et al.⁷ para o tecido maligno. Valores dos coeficientes de atenuação dos tecidos mamários, do PMMA e do receptor de imagem foram obtidos de Hubbel e Seltzer⁸. Os espectros polienergéticos dos anodos de Mo, Rh e W usados na simulação foram obtidos do modelo de Boone et al.⁹. As combinações anodo/filtro estudadas, com as respectivas espessuras dos filtros, são mostradas na Tabela 1, e foram baseadas em combinações empregadas atualmente em mamografia digital^{10,11}.

Avaliação do desempenho dos espectros

O desempenho de uma dada combinação anodo/filtro a um valor de potencial do tubo foi estudado por meio da razão contraste-ruído (CNR) e da dose média glandular \overline{D}_g . Calculou-se a CNR da seguinte forma¹²:

$$CNR = \frac{S_1 - S_2}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + 2\sigma_s^2}} \quad (2)$$

sendo S_1 e S_2 os sinais depositados no receptor de imagem por fótons primários, correspondentes às áreas ao lado e abaixo do objeto contrastante, respectivamente. Os termos σ_1^2 e σ_2^2 representam a variância de S_1 e S_2 , respectivamente, enquanto o termo σ_s^2 representa a variância do sinal depositado pelos fótons espalhados na área ao lado do objeto.

A dose média glandular \overline{D}_g , foi calculada como:

$$\overline{D}_g = K_{ar}^c D_{gN} \quad (3)$$

onde K_{ar}^c é o *Kerma* de colisão no ar na superfície de entrada da mama, sem retroespalhamento, e D_{gN} é o fator de dose glandular média normalizada, obtido de Cunha et al.³.

Para um dado espectro, a CNR e \overline{D}_g foram combinadas por meio de uma FOM, definida como¹³:

$$FOM = \frac{CNR^2}{\overline{D}_g} \quad (4)$$

Tabela 1. Combinações anodo/filtro com suas respectivas espessuras de filtro.

Anodo	Filtro	Espessura (μm)
Mo	Mo	30
Mo	Rh	25
Rh	Rh	25
W	Rh	50
W	Ag	50

Para comparação entre o desempenho de diferentes espectros, os valores de FOM para cada espessura da mama foram normalizados por um valor de referência, FOM_r . O valor de FOM_r corresponde à FOM obtida para a técnica convencional, que emprega a combinação Mo/Mo, com o potencial do tubo ajustado como função da espessura da mama. Assim, para obtenção de FOM_r para $t \leq 4$ cm, empregou-se 26 kVp e para $t = 8$ cm utilizou-se 32 kVp¹⁴.

Resultados

A Figura 2 mostra os valores de FOM/FOM_r para espessura da mama $t = 2$ cm, obtidos para diferentes combinações de anodo/filtro, em função do potencial do tubo.

A Figura 2 mostra que os valores máximos de FOM para a espessura $t = 2$ cm são obtidos para a combinação Mo/Mo entre 24–26 kVp. Neste intervalo a variação nos valores de FOM foi de 1,1%. Todas as demais combinações avaliadas apresentaram um pior desempenho, comparadas à técnica convencional.

A Figura 3 mostra os valores de FOM/FOM_r para espessura da mama $t = 4$ cm, obtidos para diferentes combinações de anodo/filtro, em função do potencial do tubo.

A Figura 3 mostra que o valor máximo de FOM para espessura $t = 4$ cm é obtido para a combinação W/Rh em 26 kVp, com variações menores que 1% para uma faixa de potencial do tubo entre 26–28 kVp. Os valores de FOM nesta faixa de potencial são aproximadamente 10% maiores que a técnica convencional.

A Figura 4 mostra os valores de FOM/FOM_r para espessura da mama $t = 8$ cm, obtidos para diferentes combinações de anodo/filtro, em função do potencial do tubo.

A Figura 4 mostra que valores máximos de FOM para espessura $t = 8$ cm são obtidos para o anodo de W. A combinação W/Ag entre 30–32 kVp foi a que apresentou melhor resultado, com valores de FOM acima de 165%, quando comparados à técnica convencional. Desta forma, há uma melhora significativa na CNR, de 63%, sem aumento na dose glandular.

Discussão e Conclusões

Os resultados obtidos neste trabalho indicam que, para a espessura da mama de 2 cm, a combinação convencional (Mo/Mo) em 24 kVp é a combinação que fornece os melhores valores de FOM. Entretanto, para espessuras da mama acima de 4 cm, o desempenho do anodo de W combinado com filtro de borda K é maior do que quando comparado à técnica convencional. Assim, para $t = 4$ cm, a FOM máxima, obtida com W/Rh em 26 kVp, é 10% maior que FOM_r , enquanto para $t = 8$ cm, a FOM ótima, obtida com W/Ag em 30 kVp, é 165% maior que FOM_r . Estes resultados estão de acordo com resultados obtidos experimentalmente e por simulação MC por diferentes autores^{11,15,16}.

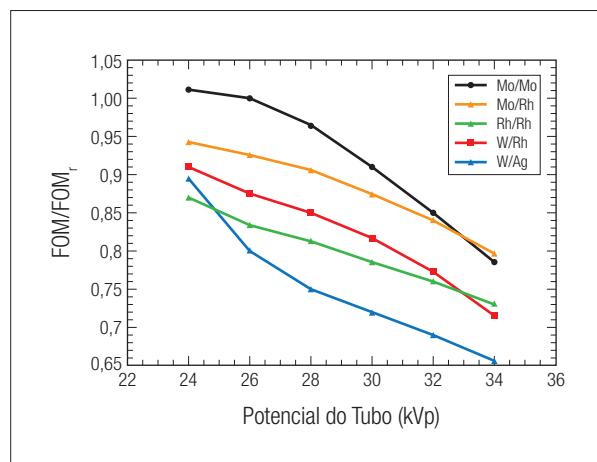


Figura 2. Dependência da figura de mérito com o potencial do tubo para diferentes combinações anodo/filtro, considerando uma espessura de mama de $t = 2$ cm.

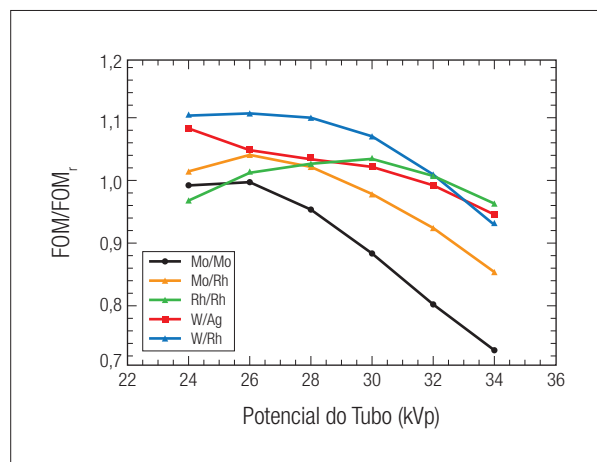


Figura 3. Dependência da figura de mérito com o potencial do tubo para diferentes combinações anodo/filtro, considerando uma espessura de mama de $t = 4$ cm.

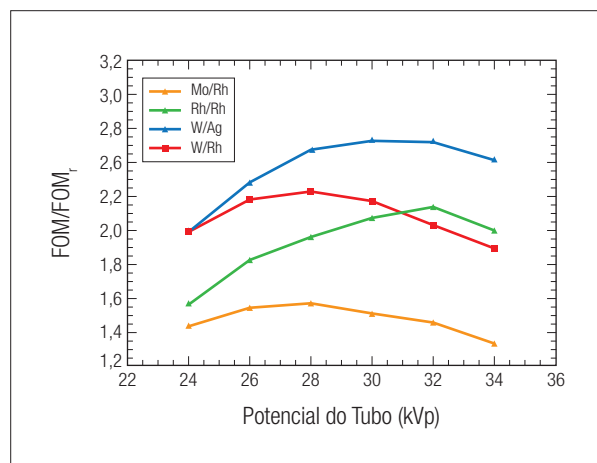


Figura 4. Dependência da figura de mérito com o potencial do tubo para diferentes combinações anodo/filtro, considerando uma espessura de mama de $t = 8$ cm.

Desta forma, os resultados obtidos indicam a grande vantagem de se empregar um anodo de W, combinado com filtros de borda K, especialmente para caso de mamas espessas.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao apoio concedido pelas agências: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) e à Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (PROPP).

Referências

1. Tabar L, Vitak B, Chen HH, Duffy SW, Yen MF, Chiang CF, et al. The Swedish Two-County Trial Twenty Years Later – Updated Mortality Results and New Insights From Long-Term Follow-Up. *Radiol Clin North Am.* 2000;38(4):625-51.
2. Thilander-Klang AC, Ackerholm PH, Berlin IC, Bjurstam NG, Mattsson SL, Mansson LG, et al. Influence of Anode-Filter Combinations on Image Quality and Radiation Dose in 965 Women Undergoing Mammography. *Radiology.* 1997;203(2):348-54.
3. Cunha DM, Tomal A, Poletti ME. Evaluation of Scatter-to-Primary Ratio, Grid Performance and Normalized Average Glandular Dose in Mammography by Monte Carlo Simulation Including Interference and Energy Broadening Effects. *Phys Med Biol.* 2010;55(15):4335-59.
4. Hammerstein GR, Miller DW, White DR, Masterson ME, Woodard HQ, Laughlin JS. Absorbed Radiation Dose in Mammography. *Radiology.* 1979;130(2):485-91.
5. Rezentes PS, de Almeida A, Barnes GT. Mammography Grid Performance. *Radiology.* 1999;210(1):227-32.
6. Yaffe MJ, Rowlands JA. X-ray Detectors for Digital Radiography. *Phys Med Biol.* 1997;42(1):1-39.
7. Poletti ME, Gonçalves OD, Mazzaro I. Coherent and Incoherent Scattering of 17.44 and 6.93 keV x-ray Photons Scattered from Biological and Biological-Equivalent Samples: Characterization of Tissues. *X-Ray Spectrometry.* 2002;31(1):57-61.
8. Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients (version 1.4) [homepage on the Internet]. [cited 2004]. Available from: <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/>
9. Boone JM, Fewell TR, Jennings RJ. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Med Phys.* 1997;24(12):1863-74.
10. Williams MB, Raghunathan P, More MJ, Seibert JA, Kwan A, Lo JY, et al. Optimization of Exposure Parameters in Full Field Digital Mammography. *Med Phys.* 2008;35(6):2414-23.
11. Baldelli P, Phelan N, Egan G. Investigation of the Effect of Anode/Filter Materials on the Dose and Image Quality of a Digital Mammography System Based on an Amorphous Selenium Flat Panel Detector. *Br J Radiol.* 2010;83(988):290-5.
12. Sandborg M, Carlsson GA. Influence of X-ray energy spectrum, contrasting detail and detector on the signal-to-noise ratio (SNR) and detective quantum efficiency (DQE) in projection radiography. *Phys Med Biol.* 1992;37:1245-63.
13. Boone JM, Shaber GS, Tecotzky M. Dual-Energy Mammography: a Detector Analysis. *Med Phys.* 1990;17(4):665-75.
14. Ranger NT, Lo JY, Samei E. A Technique Optimization Protocol and the Potential for Dose Reduction in Digital Mammography. *Med Phys.* 2010;37(3):962-9.
15. Dance DR, Thilander AK, Sandborg M, Skinner CL, Castellano IA, Carlsson GA. Influence of Anode/Filter Material and Tube Potential on Contrast, Signal-to-Noise Ratio and Average Absorbed Dose in Mammography: a Monte Carlo Study. *Br J Radiol.* 2000;73(874):1056-67.
16. Cunha DM, Tomal A, Poletti ME. Optimization of X-Ray Spectra in Digital Mammography Through Monte Carlo Simulations. *Phys Med Biol.* 2012;57(7):1919-35.