

Investigação experimental da otimização do espectro de raios X em sistemas de mamografia computadorizada

Experimental study of the X-ray spectra optimization for computed radiography mammography systems

Alessandra Tomal¹, Diego M. Cunha², Maria S. Nogueira³, Fábio Gaspar⁴ e Martin E. Poletti⁵

¹Instituto de Física Gleb Wataghin, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) – Campinas (SP), Brasil.

²Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia (UFU) – Uberlândia (MG), Brasil.

³Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) – Belo Horizonte (MG), Brasil.

⁴Vigilância Sanitária – Campinas (SP), Brasil.

⁵Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo (USP) – Ribeirão Preto (SP), Brasil.

Resumo

A mamografia digital vem progressivamente substituindo a mamografia tela-filme devido a inúmeras vantagens dos receptores digitais. Equipamentos mamográficos que usam receptores de imagem do tipo CR (*Computed Radiology*) têm sido utilizados como uma alternativa para produzir imagens digitais com um menor custo. Além disso, a otimização do espectro, caracterizado pela combinação anodo/filtro e potencial do tubo, é uma etapa importante para obter imagens de alta qualidade com a menor dose na mama. Neste trabalho, foi utilizada a figura de mérito para investigar os espectros ótimos para dois equipamentos mamográficos: Senographe DMR (*General Electric Medical Systems*) e Mammomat 3000 Nova (Siemens), ambos utilizando um receptor CR Kodak EHR-M2 (*Kodak DirectView*). Foi utilizado um *phantom* de PMMA com espessura de 5 cm. As combinações anodo/filtro avaliadas foram: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh e Rh/Al para o sistema Senographe, e Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh para o sistema Mammomat, para todos o intervalo de potencial do tubo de 24 a 35 kVp. Os resultados mostram que os maiores valores de FOM foram obtidos para as combinações Rh/Rh em 29 kVp e Rh/Al em 26 kVp no sistema Senographe, e para a combinação W/Rh em 28 kVp no sistema Mammomat. A redução na dose associada com os espectros ótimos foi 13 e 26% para os sistemas Senographe e Mammomat, respectivamente. Finalmente, os resultados obtidos sugerem que combinações anodo/filtro com espectros mais energéticos que a combinação padrão Mo/Mo são recomendadas para mamas espessas, visando reduzir a dose na mama.

Palavras-chave: mamografia, controle de qualidade, raios X, otimização.

Abstract

Digital mammography is replacing screen-film mammography due to several advantages of digital receptors. The use of Computed Radiography (CR) mammography systems has been considered an alternative to achieve digital images with a low cost. Besides, the optimization of the X-ray spectrum, characterized by the anode/filter combination and tube potential, is an important step in order to improve the image quality with the lower dose to the breast. In this work, we investigated the optimal X-ray spectra using a figure of merit for two mammography equipments: Senographe DMR (General Electric Medical Systems) and Mammomat 3000 Nova (Siemens), both using an image plate Kodak EHR-M2 (Kodak DirectView). A PMMA phantom, simulating breast with thicknesses of 5 cm, was used. The anode/filter combinations evaluated were: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh and Rh/Al for the Senographe system, and Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh for the Mammomat system, for all the intervals of tube potential range from 24 to 35 kVp. Results demonstrate that the higher values of FOM were achieved with the Rh/Rh at 29 kVp and Rh/Al at 26 kVp for the Senographe system, and for the W/Rh at 28 kVp in the Mammomat one. The reduction in the dose associated with the optimum spectra was 13 and 26% for the Senographe and Mammomat systems, respectively. Finally, our results suggest that anode/filter combinations of more energetic spectra than the standard Mo/Mo combination are recommended for thicker breast, in order to reduce the breast dose levels.

Keywords: mammography, quality control, X-rays, optimization.

Introdução

O câncer de mama é um dos tipos de câncer mais frequentes entre as mulheres. O diagnóstico precoce é a forma mais eficaz de reduzir a taxa de mortalidade pela doença, sendo a mamografia a técnica mais utilizada atualmente para este fim¹⁻⁴.

Nas últimas décadas, a mamografia digital tem ganhado destaque, e vem gradualmente substituindo a mamografia convencional, devido a inúmeras vantagens em comparação ao sistema tela-filme, tais como: maior eficiência de detecção, menor ruído e maior extensão dinâmica¹. Além disso, a possibilidade de se melhorar as imagens através de técnicas de pós-processamento reduziu a necessidade de repetição dos exames. Entretanto, o alto custo de substituição dos equipamentos de mamografia convencionais por digitais ainda é um obstáculo.

Uma alternativa que tem sido amplamente utilizada no Brasil para obtenção de imagens digitais com um menor custo é o uso de receptores de imagem de radiografia computadorizada (CR). Os receptores CR armazenam uma imagem latente ao serem expostos à radiação, que é então convertida em uma imagem digital em um leitor CR. Neste caso, uma imagem digital é obtida substituindo, somente os receptores tela-filme, por cassetes CR, sem necessidade de substituição dos equipamentos de raios X.

Apesar dos avanços da técnica mamográfica nos últimos anos, este exame ainda necessita ser otimizado, visando obter imagens de melhor qualidade com a menor dose absorvida na mama.

Em mamografia digital, a razão contraste-ruído (CNR) é considerada a grandeza mais adequada para descrever a qualidade da imagem. Por outro lado, a dose média glandular (D_g) é considerada a grandeza mais adequada para descrever o risco de carcinogênese associado ao exame mamográfico⁴⁻⁶. Devido à dependência energética da CNR e D_g , os estudos de otimização da mamografia são baseados na determinação dos espectros de raios X que apresentam a melhor performance para cada espessura e composição da mama, cada tipo de grade e de receptor de imagem¹⁻⁵.

Este trabalho tem como objetivo estudar os espectros de raios X ótimos (material do anodo, filtração e potencial do tubo) para dois sistemas de mamografia computadorizada (CR): *Senographe DMR* e *Mammomat 3000 Nova*, que fornecessem a melhor qualidade da imagem (CNR) com a menor dose (D_g) para uma mama padrão, simulada pelo objeto simulador *Phantom Mama*.

Material e Métodos

Dois equipamentos de mamografia, que utilizavam sistemas de aquisição de imagem computadorizada (CR), foram empregados neste estudo: um mamógrafo *Senographe DMR* (*General Electric Medical Systems*) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC-FMRP), e um mamógrafo *Mammomat 3000 Nova* (Siemens), do Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia (LARAM) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia

Nuclear (CDTN). O sistema *Senographe DMR* possui um tubo de raios X com anodos de Molibdênio (Mo) e Ródio (Rh). Filtros de Mo (30 mm) e Rh (25 mm) são utilizados com o anodo de Mo, enquanto para um anodo de Rh, filtros de ródio (25 mm) e alumínio (1 mm) podem ser usados. O sistema *Mammomat 3000 Nova* possui anodos de Molibdênio (Mo), utilizado com filtros de Mo (30 mm) e Rh (25 mm), e Tungstênio (W), empregado com um filtro de Rh (50 mm).

O sistema de detecção utilizado em ambos os equipamentos foi um cassete CR de mamografia, modelo Kodak EHR-M2 (*Kodak DirectView*), com resolução de 48.5 mm. Leitores de CR da Kodak, modelo 975 e 850, foram utilizados para o processamento das imagens adquiridas no HC-FMRP e no LARAM, respectivamente.

Aquisição das imagens

Neste estudo, foi utilizado o objeto simulador de mama *Phantom Mama*, que representa uma mama padrão de 5 cm. Este é composto de acrílico e possui em seu interior objetos de teste que simulam estruturas anatômicas, tais como massa tumoral, micro-calcificações e fibras. O objeto simulador foi posicionado sobre a bandeja de suporte da mama, na borda da parede torácica, e centrado lateralmente.

As imagens foram adquiridas utilizando as combinações anodo/filtro disponíveis em cada equipamento mamográfico e os diferentes potenciais do tubo.

Análise das imagens

As imagens não processadas foram analisadas utilizando o software livre para processamento de imagens digitais, *ImageJ*. A razão contraste-ruído relacionada à imagem de um objeto de interesse foi avaliada considerando regiões de interesse (ROIs) na imagem. Para cada ROI, foi determinado o valor médio dos pixels (PV_1 e PV_2) e o desvio padrão dos pixels (σ_1 e σ_2).

A qualidade da imagem foi avaliada em termos da CNR, definida a partir da equação (1):

$$CNR = \frac{PV_1 - PV_2}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2}}} \quad (1)$$

em que PV_1 , PV_2 , σ_1 e σ_2 são os valores médios dos pixels e seus respectivos desvios padrões⁴.

Determinação da Dose Glandular

Para determinar a dose glandular (D_g), foram realizadas medidas da camada semi-redutora (CSR) e do Kerma no ar na entrada do objeto simulador para todas as combinações anodo/filtro e os potenciais avaliados⁴. Nas medidas realizadas no HC-FMRP foi utilizado uma câmara de ionização PTW-Freiburg, enquanto nas medidas realizadas no LARAM foi utilizado um medidor multifunção da Unfors®, modelo 8202031-H Xi R/F & MAM, acoplado à unidade base da Unfors®, modelo 8201023-c Xi *Base unit Platinum* w mAs. Em ambos os casos, o detector e a câmara de ionização foram posicionados abaixo da bandeja de compressão, 5 cm acima da bandeja de suporte da mama, e centrado lateralmente a 6 cm da parede torácica.

A dose glandular média (D_g) foi estimada a partir do kerma no ar na entrada da mama (K_i), utilizando a equação (2):

$$D_g = K_i \bar{D}_{gN} \quad (2)$$

em que \bar{D}_{gN} é um fator de conversão de dose glandular normalizada. Os valores de \bar{D}_{gN} foram obtidos da literatura^{5,7-9} para cada espectro analisado, considerando uma mama de composição média (50% adiposa–50% glandular).

Figura de mérito

A otimização do espectro de raios X (combinação anodo/filtro e potencial do tubo) para adquirir a imagem do objeto simulador *Phantom Mama* foi baseada na Figura de Mérito (FOM), que é definida como^{4,5}:

$$FOM = \frac{CNR^2}{D_g} \quad (3)$$

Para comparação entre a performance de diferentes espectros de raios X em reduzir a dose ou fornecer uma melhor qualidade da imagem, os resultados de FOM foram normalizados por valores de referência, FOM_{ref} , obtidos para a técnica mamográfica padrão (Mo/Mo em 26 kVp)¹.

Resultados

As Figuras 1 e 2 mostram os resultados de FOM/FOM_{ref} em função do potencial do tubo (kVp), obtidos para os sistemas Senographe DMR, e Mammomat 3000 Nova, respectivamente.

De forma geral, os valores de FOM/FOM_{ref} variam suavemente com o potencial do tubo (kVp), sendo que uma pequena variação no potencial do tubo não altera significativamente os valores máximos de FOM/FOM_{ref} .

De acordo com as Figuras 1 e 2, os valores máximos de FOM para os sistemas Senographe DMR são obtidos para as combinações anodo/filtro Rh/Al em 26 kVp e Rh/Rh em 29 kVp, enquanto para o sistema Mammomat 3000 Nova os valores máximos de FOM são obtidos para a combinação W/Rh em 28 kVp.

Discussão e Conclusões

Os resultados obtidos neste trabalho indicam que, para uma mama com espessura equivalente a um objeto simulador de acrílico de 5 cm, o uso das combinações anodo/filtro, que fornecem um espectro mais energético (Rh/Al, Rh/Rh e W/Rh), fornecem valores de FOM maiores que os obtidos utilizando a técnica padrão para esse tipo de mama (Mo/Mo em 26 kVp), permitindo uma redução da dose ou melhoria da qualidade da imagem. Assim, o uso dos espectros de

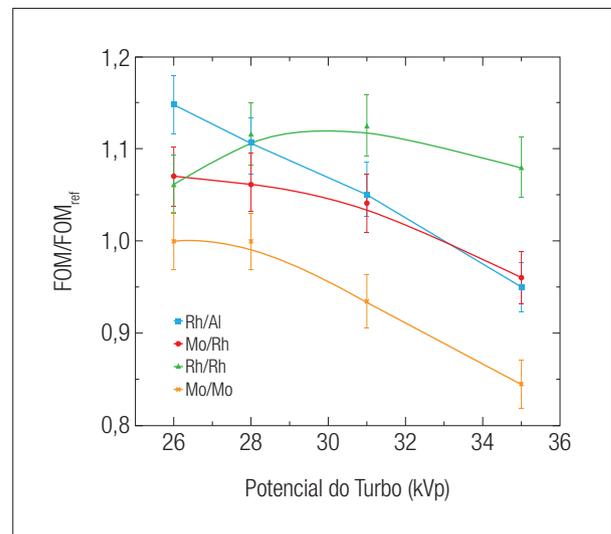


Figura 1. Resultados de FOM/FOM_{ref} em função do potencial do tubo (kVp), obtidos para um objeto simulador de acrílico usando o sistema Senographe DMR.

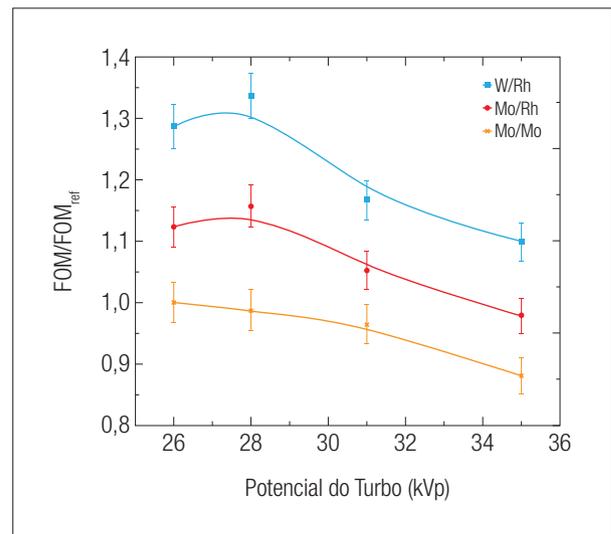


Figura 2. Resultados de FOM/FOM_{ref} em função do potencial do tubo (kVp), obtidos para um objeto simulador de acrílico usando o sistema Mammomat Nova.

raios X ótimos, comparados com a técnica padrão, fornecem redução da dose de até 13 e 26%, respectivamente, para os sistemas Senographe DMR e Mammomat 3000 Nova, mantendo a mesma qualidade da imagem.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao apoio concedido pelas agências de fomento: à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), à Coordenação de Aperfeiçoamento de Ensino Superior (Capes) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

Referências

1. 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.
2. Toroi P, Zanca F, Young KC, van Ongeval C, Marchal G, Bosmans H. Experimental Investigation on the Choice of the Tungsten/Rhodium Anode/Filter Combination for an Amorphous Selenium-Based Digital Mammography System. *Eur Radiol.* 2007;17(9):2368-75.
3. Huda W, Sajewicz AM, Ogden KM, Dance DR. Experimental Investigation of the Dose and Image Quality Characteristics of a Digital Mammography Imaging System. *Med Phys.* 2003;30(3):442-8.
4. 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.
5. 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.
6. Borg M, Badr I, Royle GJ. The Use of a Figure-of-Merit (FOM) for Optimisation in Digital Mammography: A Literature Review. *Radiat Prot Dosimetry.* 2012;151(1):81-8.
7. 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.
8. Tomal A, Poletti ME, Caldas LV. Evaluation of Subject Contrast and Normalized Average Glandular Dose by Semi-Analytical Models. *Appl Radiat Isot.* 2010;68(4-5):755-9.
9. Tomal A, Cunha, DM, Poletti ME. Optimal X-Ray Spectra Selection in Digital Mammography: A Semi-Analytical Study. *IEEE Trans Nucl Sc.* 2013;60(2):728-34.