

## Estudo da Otimização em Sistemas de Mamografia Digital CR e DR Study of Optimization in CR and DR Digital Mammography Systems

Alessandra M. M. M. Perez<sup>1</sup>, Martin E. Poletti<sup>1</sup>, Alessandra Tomal<sup>2</sup>, Paula D. Correia<sup>3</sup>,  
Renato D. Paciência<sup>4</sup>, Marcia C. Silva<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física, USP, Ribeirão Preto, Brasil

<sup>2</sup>Instituto de Física Gleb Wataghin, UNICAMP, Campinas, Brasil

<sup>3</sup>MP Radioproteção, Uberlândia, Brasil

<sup>4</sup>BrasilRad, Florianópolis, Brasil

<sup>5</sup>Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, Brasil

### Resumo

O avanço da mamografia digital no Brasil requer que as condições de otimização sejam revistas. Este trabalho visou à determinação da técnica radiográfica otimizada para dois sistemas de detecção (Radiografia Computadorizada e Radiografia Digital) em uso em três unidades de mamografia: Mammomat 3000 Nova (Siemens), Senographe DMR (GE) e Senographe 2000D (GE). A otimização foi conduzida para diferentes fatores técnicos e configurações de simuladores de mama, tais como valores de tensão aplicada ao tubo (26 a 32 kV), combinações alvo e filtro (Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh) e material simulador de mama de várias espessuras (2 a 8 cm), usando uma figura de mérito (FOM) como parâmetro. As combinações alvo e filtro que proporcionaram os maiores valores de FOM foram Mo/Rh para o equipamento de fabricação Siemens e Rh/Rh para ambos os equipamentos de fabricação GE, correspondentes aos espectros mais energéticos de cada unidade. Foi observada ainda uma tendência de aumento da tensão que maximiza FOM com o aumento da espessura.

**Palavras-chave:** mamografia digital; qualidade de imagem; figura de mérito; otimização técnica; redução de dose.

### Abstract

The advance of digital mammography in Brazil require revisiting optimization conditions. This work aimed to determine optimized radiographic technique for two detection systems (Computerized Radiography and Digital Radiography) in use in three mammography units: Mammomat 3000 Nova (Siemens), Senographe DMR (GE) and Senographe 2000D (GE). Optimization was conducted for different technique factors and breast phantom configurations, such as tube voltage settings (26 to 32 kV), target and filter combinations (Mo/Mo, Mo/Rh and Rh/Rh) and breast equivalent material in various thicknesses (2 to 8 cm), using a figure of merit (FOM) as a parameter. The target and filter combinations that provided the highest FOM values were Mo/Rh for Siemens equipment and Rh/Rh for both GE equipments, corresponding to the higher energy spectra in each unity. It was also observed an increasing tendency of tube voltage which maximizes FOM with the increase of thickness.

**Keywords:** digital mammography; image quality; figure of merit; technique optimization; dose reduction.

### 1. Introdução

O câncer de mama é o tipo que possui a maior incidência e a maior mortalidade na população feminina em todo o mundo, tanto em países em desenvolvimento quanto em países desenvolvidos<sup>1</sup>. A detecção precoce da doença tem um papel central na redução da mortalidade e no aumento da sobrevivência dos pacientes, sendo a mamografia a técnica mais utilizada para esse fim<sup>2</sup>.

A qualidade de uma imagem de raios X é determinada pela detectabilidade de lesões, que está relacionada ao contraste de raios X (entre a lesão e o material circundante), ao borramento e ao ruído na imagem<sup>3</sup>. O contraste de raios X está relacionado a características da mama e ao espectro de radiação incidente. O borramento está associado à resolução espacial, que é limitada pelo tamanho do ponto focal e pela resolução do detector<sup>4</sup>. O ruído se relaciona à

dose no detector, que é afetada pela qualidade do feixe<sup>3</sup>.

Uma vez que a qualidade de imagem pode ser crítica nos equipamentos de mamografia, é importante maximizá-la, fazendo uma escolha apropriada das condições de exposição<sup>3</sup>. A otimização da técnica mamográfica envolve melhoria da qualidade da imagem mamográfica, mantendo um baixo valor de dose absorvida pelo tecido mamário<sup>5</sup>.

Alguns equipamentos disponibilizam filtro de Rh e alvo de Rh como opções na geração de espectros, resultando em feixes de maior energia efetiva, o que pode reduzir significativamente a dose para mamas espessas e densas sem perda de qualidade de imagem<sup>4</sup>.

Para mamografia gerada em sistemas tela-filme, a dose no receptor de imagem está limitada pela densidade óptica do filme. A fim de que se obtenha uma densidade óptica clinicamente útil, a dose no

detector é mantida constante sob a operação do AEC, para quaisquer espessuras de mama<sup>5</sup>. Devido a essa limitação na dose no detector, a otimização da técnica radiográfica em mamografia convencional se dá, na maioria dos casos, com o uso da combinação alvo e filtro Mo/Mo<sup>6</sup>.

Ao longo da década passada, vários sistemas de mamografia digital baseados em diferentes tecnologias de detecção se tornaram disponíveis e o processo de otimização de sistemas digitais tem se desenvolvido paralelamente à adoção desses sistemas<sup>6</sup>. A figura de mérito (FOM) é um conceito usado na avaliação do desempenho de sistemas de mamografia digital, interrelacionando os efeitos da razão contraste ruído (CNR) e da dose glandular média (MGD)<sup>3,6</sup>.

As características que determinam a qualidade de imagem e a redução de dose são dependentes de algumas propriedades específicas do sistema de imagem, portanto medidas práticas são necessárias para validar modelos teóricos para novos detectores<sup>3</sup>. Há um número limitado de trabalhos experimentais de otimização de parâmetros de exposição para sistemas de mamografia digital específicos, principalmente para sistemas CR.

O objetivo deste trabalho foi estudar experimentalmente a qualidade de imagem e a dose em sistemas de mamografia digital a fim de identificar as condições ótimas de uso dos sistemas mamográficos digitais estudados. Determinou-se, a partir de CNR e MGD, a FOM para as diferentes condições avaliadas.

## 2. Materiais e Métodos

Foram avaliados os sistemas Mammomat 3000 Nova (Siemens) e Senographe DMR (GE), instalados no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HCFMRP), e o sistema Senographe 2000D (GE), presente no Hospital Israelita Albert Einstein. O tubo de fabricação Siemens permite combinações alvo e filtro de Mo/Mo e Mo/Rh. Além dessas combinações, os tubos de fabricação GE permitem a combinação Rh/Rh.

O detector dos sistemas Mammomat 3000 Nova e Senographe DMR é um DirectView CR Mammography Cassette tipo EHR-M2 Screen (Kodak), de 18 x 24 cm, digitalizado com leitor Kodak modelo 975. O sistema Senographe 2000D usa um conversor de CsI(Tl) acoplado a um arranjo de fotodiodos transistores de filme fino (TFT). A resolução espacial dos sistemas CR e DR é 50µm e 100µm, respectivamente.

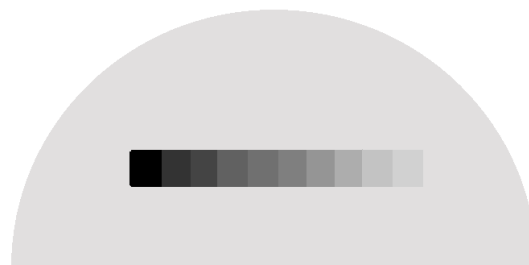
Para simular mamas, foram usadas placas de polimetilmetacrilato (PMMA) em forma de semicírculo com 20 cm de diâmetro e 2 cm de espessura cada. A Tabela 1 mostra valores de espessuras de mama de 50% de glandularidade equivalentes às espessuras de PMMA usadas neste trabalho<sup>7</sup>.

Uma rampa de alumínio com 10 degraus de diferentes espessuras cuja altura varia de 0,1 mm a 1,0 mm foi usada para simular microcalcificações. A

rampa de alumínio foi colocada sobre as placas de PMMA, conforme arranjo mostrado na Figura 1.

**Tabela 1.** Simulação de mamas usando placas de PMMA.

Espessura de PMMA (cm)	Espessura de mama equivalente (cm)
2,0	2,1
4,0	4,5
6,0	7,5
8,0	10,3



**Figura 1.** Representação do simulador de PMMA usado para simular mamas com inclusões simulando calcificações.

O objeto simulador de mama foi posicionado centrado na borda do detector correspondente à parede torácica, a fim de serem adquiridas imagens. Para os sistemas CR, as quatro espessuras de PMMA foram irradiadas de modo que o valor de pixel na área do simulador correspondente a PMMA fosse aproximadamente 1000<sup>8</sup>. Para o equipamento DR, foram utilizados 140 mAs e 200 mAs, respectivamente, na aquisição de imagens dos simuladores de 4 e 6 cm. Para as espessuras de PMMA avaliadas em cada equipamento, foram adquiridas adicionalmente imagens usando o AEC, para comparação.

Nas imagens *raw* adquiridas para os três sistemas mamográficos foram selecionadas ROIs quadradas de 5 x 5 mm<sup>2</sup> e 9 x 9 mm<sup>2</sup> para os sistemas CR e DR, respectivamente<sup>6,8</sup>. Foram medidos o valor de pixel médio e o desvio padrão em áreas correspondentes ao sinal de fundo ( $p_1$  e  $\sigma_1$ ) e ao degrau de 0,2 mm Al ( $p_2$  e  $\sigma_2$ ). O contraste de 0,2 mm Al tem sido amplamente utilizado na literatura para simular a atenuação de calcificações<sup>3</sup>. Para os sistemas CR, foi feita a linearização do valor de pixel médio e do desvio padrão<sup>9</sup>. A CNR foi calculada usando a Equação (1).

$$CNR = \frac{p_1 - p_2}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2}}} \quad (1)$$

Para caracterizar a saída do tubo, foram determinados o rendimento para uma distância de um metro do ponto focal e a CSR, usando uma câmara de ionização Freiburg (PTW) e um eletrômetro Unidos E (PTW). A dose glandular média foi determinada de acordo com o método descrito por Dance et al. (2000)<sup>7</sup> para todas as condições de exposição.

A otimização dos espectros foi baseada na FOM, definida pela Equação (2):

$$FOM = CNR^2 / MGD \quad (2)$$

A FOM foi calculada para todas as condições de aquisição de imagens. Para cada espessura de

PMMA, foram feitas curvas de FOM em função da tensão para as diferentes combinações alvo e filtro usadas. Em cada curva, o intervalo de tensão ótimo foi determinado tomando-se o valor máximo de FOM e selecionando-se todos os valores de FOM até 5% inferiores ao valor máximo<sup>3</sup>. O valor máximo da FOM foi comparado com a FOM da técnica radiográfica escolhida pelo AEC dos sistemas a fim de testar a otimização de seu modo AEC.

aplicada ao tubo para diferentes combinações alvo e filtro nos equipamentos GE CR e GE DR, respectivamente. Intervalos de valores ótimos de tensão de pico para todos os equipamentos, combinações alvo e filtro e espessuras e seus respectivos valores de FOM são dados na Tabela 2. A Tabela 3 apresenta as técnicas selecionadas pelo AEC dos mamógrafos e pela otimização e seus respectivos valores de FOM para todas as espessuras de PMMA avaliadas.

### 3. Resultados

As Figuras 2a e 2b mostram curvas de FOM para uma dada espessura de PMMA em função da tensão

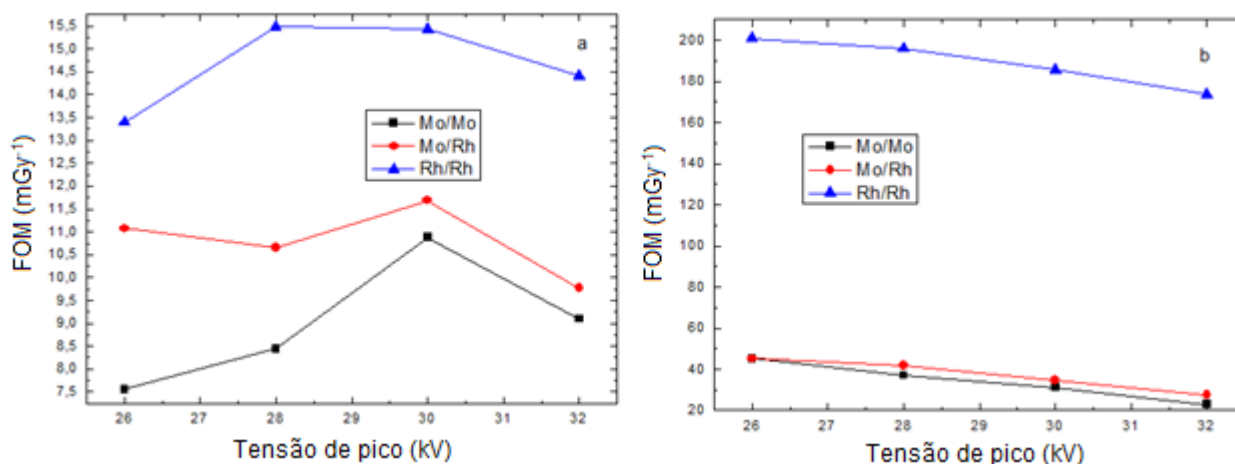


Figura 2. FOM em função da tensão usando combinações alvo e filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh, para os equipamentos GE com (a) 8 cm de espessura de PMMA no CR e (b) 6 cm de espessura de PMMA no DR.

Tabela 2. Valores ótimos de tensão de pico e FOM para os diferentes equipamentos, espessuras de PMMA e combinações alvo e filtro

Equipamento	Combinação alvo e filtro	Espessura PMMA (cm)							
		2		4		6		8	
		Tensão (kV)	FOM (mGy <sup>-1</sup> )	Tensão (kV)	FOM (mGy <sup>-1</sup> )	Tensão (kV)	FOM (mGy <sup>-1</sup> )	Tensão (kV)	FOM (mGy <sup>-1</sup> )
Siemens	Mo/Mo	26	217,9	30	88,0	32	29,4	32	16,8
	Mo/Rh	26-30	249,7	26	117,2	30-32	49,1	30	34,3
GE CR	Mo/Mo	26	303,6	26-28	57,8	30-32	16,5	30	10,9
	Mo/Rh	-	-	28	105,6	32	22,5	30	11,7
	Rh/Rh	-	-	28	115,2	28	24,5	28-30	15,5
GE DR	Mo/Mo	-	-	26-28	141,0	26	45,1	-	-
	Mo/Rh	-	-	26	143,8	26	45,1	-	-
	Rh/Rh	-	-	26	365,9	26-28	201,0	-	-

Tabela 3. Comparação entre os valores de FOM da técnica radiográfica selecionada pelo AEC e da técnica radiográfica da otimização

Equipamento	Espessura (cm)	AEC	FOM (mGy <sup>-1</sup> )	Otimização	FOM (mGy <sup>-1</sup> )
Siemens	2	Mo/Mo -26	317,4	Mo/Rh-30	249,7
	4	Mo/Mo-27	67,3	Mo/Rh-26	117,2
	6	Mo/Rh-29	21,4	Mo/Rh-32	49,1
GE CR	4	Mo/Mo-28	62,9	Rh/Rh-28	115,2
	6	Rh/Rh-31	21,3	Rh/Rh-28	24,5
	8	Rh/Rh-32	4,32	Rh/Rh-30	15,5
GE DR	4	Rh/Rh-31	343,7	Rh/Rh-26	365,9
	6	Rh/Rh-32	177,2	Rh/Rh-26	201,0

### 4. Discussão

As Figuras 2a e 2b mostram que, entre as combinações alvo e filtro estudadas, a combinação Rh/Rh gerou os maiores valores de FOM para os equipamentos Senographe DMR e Senographe 2000D para todas as tensões aplicadas. Nota-se que FOM não apresenta uma forte dependência com a

tensão. Uma ampla faixa de tensões do tubo parece ser aceitável. Por outro lado, a FOM é fortemente determinada pela escolha da combinação alvo e filtro.

A comparação entre os valores da Tabela 2 mostra uma tendência de aumento da tensão da técnica que produz a maior FOM com o aumento da espessura.

Notavelmente, a FOM máxima sempre foi obtida com as combinações alvo e filtro Mo/Rh ou Rh/Rh, mas nunca com Mo/Mo, mesmo para as mamas menos espessas.

Para os sistemas mamográficos Senographe DMR e Senographe 2000D, o uso da combinação alvo e filtro Rh/Rh possibilitou a obtenção de maiores valores de FOM em relação às combinações alvo e filtro Mo/Mo e Mo/Rh. Para o sistema Mammomat 3000 Nova, a combinação alvo e filtro Mo/Rh apresentou maiores valores de FOM em relação à combinação Mo/Mo. Esses resultados se aplicam para todas as espessuras de mama e se tornam mais evidentes com o aumento da espessura da mama. Para espessuras de PMMA de 2 cm a 8 cm, a FOM aumenta de 13% a 51% quando se usa a combinação alvo e filtro Mo/Rh comparada a Mo/Mo para o sistema Mammomat 3000 Nova.

Pode-se verificar na Tabela 3 que, na maior parte dos casos, os AECs dos sistemas identificaram parâmetros de exposição que produziram valores de FOM inferiores aos valores máximos possíveis.

Para os sistemas Siemens e GE CR, foram observados maiores valores de MGD sob a operação do AEC. A tecnologia de detectores digitais permite aumentar a dose no detector mantendo a qualidade de imagem e reduzindo a MGD com o uso de combinações alvo e filtro mais energéticas.

Para o sistema DR, o AEC identificou parâmetros de exposição que produziram valores de FOM bem próximos aos valores máximos possíveis. Os melhores valores de FOM foram obtidos com a combinação alvo e filtro Rh/Rh, a mesma selecionada pelo AEC. Isso ocorreu porque o AEC desse sistema selecionou parâmetros que resultaram numa redução tanto da CNR quanto da MGD.

Uma vez que o AEC do sistema Siemens selecionou a combinação alvo e filtro Mo/Mo para as espessuras 2 e 4 cm, isso sugere que o desempenho em dose poderia ser melhorado sem perda da qualidade de imagem programando-se o AEC para selecionar o filtro de ródio para mamas menos espessas. Para o sistema GE CR, sugere-se o uso da combinação Rh/Rh para todas as espessuras de mama. Para o sistema GE DR, as curvas de FOM sugerem que, comparado a seleção do AEC, alguma melhora no desempenho seria possível usando valores de tensão mais baixos.

## 5. Conclusões

Para os sistemas mamográficos Senographe DMR e Senographe 2000D, o uso da combinação alvo e filtro Rh/Rh possibilitou a obtenção de maiores valores de FOM em relação às combinações alvo e filtro Mo/Mo e Mo/Rh. Para o sistema Mammomat 3000 Nova, a combinação alvo e filtro Mo/Rh apresentou maiores valores de FOM em relação à combinação Mo/Mo. Esses resultados se aplicam para todas as espessuras de mama e se tornam mais evidentes com o aumento da espessura da mama, mostrando que feixes de maior energia efetiva

podem reduzir significativamente a dose, especialmente para mamas mais espessas, sem perda de qualidade de imagem.

A comparação com os resultados obtidos por outros estudos de otimização usando FOM mostrou uma boa concordância em relação às condições ótimas de exposição usando a combinação alvo e filtro mais energética disponível<sup>3,11,12</sup>.

As técnicas selecionadas pelo sistema AEC produziram um valor de FOM inferior ao que seria possível obter usando outra técnica disponível no próprio sistema. Os resultados obtidos neste trabalho indicam que é possível obter um melhor desempenho em termos de qualidade de imagem e dose modificando as técnicas radiográficas usadas. A metodologia aplicada apresenta potencial para ajustes do AEC para fins de otimização das doses em mamografia.

## Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) e da CARP - Proteção Radiológica.

## Referências

1. Instituto Nacional de Câncer. Ministério da Saúde. Brasil. Estimativa 2016: incidência de câncer no Brasil [Internet]. Rio de Janeiro: INCA; 2016 [citado em 29 jun 2017]. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/estimativa/2016/estimativa-2016-v11.pdf>.
2. Mahesh M. AAPM/RSNA physics tutorial for residents digital mammography: an overview Radiographic 2004;24:1747-60.
3. 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;17:2368-75.
4. Bushberg JT, Siebert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins; 2002.
5. Van Engen R, Young K, Bosmans H, Thijssen M. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening 2b digital mammography. In: European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis. 4th edn. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 2006.
6. 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;83:290-295.
7. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys Med Biol 2000;45(11):3225-3240.
8. Young KC, Oduko JM. NHSBSP Equipment Report 0706: Technical evaluation of the Kodak DirectView mammography computerized radiography system using EHR-M2 plates. Sheffield: National Coordinating Centre for the Physics of Mammography; 2007.
9. Mackenzie A. Validation of correction methods for the non-linear response of digital radiography systems. British Journal of Radiology 2008;81:341-345.
10. Cunha DM, Tomal A, Poletti ME. Optimization of x-ray spectra in digital mammography through Monte Carlo simulations. Phys Med Biol 2012;57(7):1919-1935.

11. Tomal A, Cunha DM, Poletti ME. Optimal X-Ray Spectra Selection in Digital Mammography: A Semi-Analytical Study. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 2013;60(2):728-734.