

Avaliação dos Filtros de Rh e Ag na Qualidade de Imagem e Dose em Mamografia

Matheus Capo Rosa
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brasil
ORCID: 0000-0001-8191-1938

Ana Cláudia Patrocínio
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brasil
ORCID: 0000-0002-4171-4291

Rianne Brito Valencio
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brasil
ORCID:0000-0003-2974-4540

Eny Moreira Ruberti Filha
Ruberti & ruberti Consultoria
São Paulo, Brasil
ORCID: 0000-0001-7075-4797

Abstract— *Current mammography systems have automatic exposure control based only on breast thickness and not on anatomy and composition. However, the breast tissue has structures that have very similar radiation attenuation coefficients. These studies are needed to obtain optimized acquisition techniques, so that it results in an image with quality and lowest dose possible for the patient. The objective of this work is to compare W/Rh and W/Ag combinations and to evaluate their influence on image quality and mean glandular dose (DGM). For this study, eight images of one were acquired using an anthropomorphic phantom, four with the W/Rh combination and four with the W/Ag combination, in a Hologic FFDM equipment, model Selenia Dimensions. The voltages used were 28, 30, 32 and 34 kVp and an ionization chamber was used to obtain DGM. The CNR and SNR were calculated using ImageJ software. DGM was lower for the W/Ag combination in all acquired images. The evaluation of the image quality considering only the SNR, for the two combinations, presents similar behavior, however, when considering the CNR, the combination W/Rh presents a considerable increase in the images acquired with lower voltage. Dose reduction with the W/Ag combination can be achieved on images acquired at higher voltage.*

Keywords— *medical physics; mammography; contrast to noise ratio; signal to noise ratio; radiation protection.*

I. INTRODUÇÃO

O principal objetivo da mamografia é detectar o câncer de mama precocemente, isto é, no estágio inicial, possibilitando tratamento precoce [1]. No Brasil, o câncer de mama provoca a morte de mais de 15 mil mulheres por ano [2]. Portanto, esse exame deve ser realizado com o menor nível de dano ou fatores adversos, visto que o Instituto Nacional do Câncer (INCA) recomenda que o exame seja feito a cada dois anos em mulheres assintomáticas entre 50 e 69 anos.

Um dos fatores de risco para o desenvolvimento do câncer está relacionado à exposição à radiação ionizante [3], portanto deve-se cuidar para que a dose recebida pela paciente no exame mamográfico seja a menor possível para se obter uma imagem que propicie um diagnóstico fidedigno. Na obtenção da imagem leva-se em conta que a glândula mamária é composta por estruturas que têm propriedades de atenuação à radiação muito semelhantes [4]. Por esse motivo,

o contraste deve ser capaz de diferenciar o tecido saudável das lesões [3].

A evolução tecnológica elevou o padrão de qualidade dos equipamentos médicos. No caso do mamógrafo, o sistema analógico evoluiu para o sistema digital e este por sua vez, tem passado por constante aprimoramento com o intuito de fornecer a melhor qualidade da imagem com a menor dose [5]. Atualmente, todos os sistemas mamográficos digitais possuem modos automáticos de exposição (AEC). Esses sistemas são projetados para calcular automaticamente os parâmetros de aquisição da imagem (tensão, corrente, combinação anodo/filtro) baseados apenas na espessura da mama comprimida [6] e, portanto, não consideram os fatores relacionados à anatomia e composição da mama [7].

Para garantir a qualidade da imagem mamográfica, autoridades sanitárias de vários países criaram diretrizes e protocolos de controle de qualidade [8]. São exemplos: o protocolo europeu, *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services*, (EUREF) [9] e o protocolo americano do *American College of Radiology* (ACR) que servem de referência para os países que ainda não possuem seus próprios protocolos [10]. Esses protocolos recomendam a avaliação de qualidade da imagem por meio de alguns parâmetros, dentre eles: a CNR (*Contrast to Noise Ratio*) que quantifica a razão entre o contraste da imagem e o ruído, que é determinado pela diferença dos sinais médios de uma região de interesse (ROI) do objeto e do fundo, divididos pelo desvio padrão de uma ROI do fundo. Portanto, quanto maior for esse valor, maior será a probabilidade de se diferenciar estruturas com densidades próximas. O outro parâmetro é a SNR (*Signal to Noise Ratio*), que indica o quanto o ruído pode prejudicar a identificação de objetos na imagem. É calculado como o sinal médio em um ROI do fundo dividido pelo seu desvio padrão [11].

A otimização da técnica radiográfica de aquisição da imagem visa estabelecer protocolos que forneçam uma boa relação entre a qualidade da imagem e a dose [12].

II. MATERIAIS E MÉTODOS

As imagens deste estudo foram adquiridas no setor de Radiologia de um hospital de grande porte do estado de São Paulo. O mamógrafo usado é da marca *Hologic* modelo *Selenia Dimensions* que fornece imagens tanto em duas quanto em três dimensões (*Digital Breast Tomosynthesis*), ele possui quatro modos de operação que são selecionados de acordo com a necessidade do exame e possuem as seguintes

especificações: O equipamento opera em duas faixas de frequência, em 2D a faixa é de 20 a 39 kVp, e em 3D é de 20 a 49 kVp. Em relação a exposição a faixa é de 3 a 500 mAs, A Faixa de corrente é composta pelo foco grosso (0,3 mm) que equivale a 200 mA e pelo foco fino (0,1 mm) que varia até 50 mA. O anodo do equipamento é composto por Tungstênio (W) e a filtração é de Ródio (Rh), Prata (Ag), Alumínio (Al) e Cobre (Cu).

Para aquisição das imagens foi usado o *phantom* mamográfico antropomórfico modelo RMI 165 [13]. A Figura 1 apresenta uma imagem mamográfica do *phantom*. O material que compõe o simulador tem características que o torna comparável com o padrão de uma mama real em relação à absorção de radiação [13].



Figura 1. Imagem radiográfica do *phantom* antropomórfico RMI 165.

A configuração desse *phantom* permite que seja estendido de modo que, estruturas que se assemelham às massas e calcificações sejam inseridas no seu interior. Ele também possui escala de contraste que consiste em folhas de alumínio de 2,72 cm² com espessuras que variam de 0,1mm até 1,3mm.

Para medir o valor de kerma no ar e calcular a DGM e a DEP foi usada uma câmara de ionização da marca *Radcal Corporation* modelo 9010 e *probe Radcal Corporation* modelo 10x5-6M-3. Além das doses, foram coletados os seguintes dados: produto corrente tempo (mAs), tempo de exposição (ms), corrente (mA) e tensão (kVp).

Baseado na espessura do simulador (6,5 centímetros) foram escolhidos quatro valores de tensão e o modo de operação empregado foi o *Auto-Time*. Este modo permite que seja escolhido o filtro, permitindo o estudo da influência da combinação alvo/filtro na qualidade da imagem e na dose. Segundo os valores de tensão, espessura do *phantom* e o filtro escolhido são calculados, a corrente e o tempo de exposição pelo modo automático de exposição (AEC).

Todas as imagens foram adquiridas com o anodo de tungstênio (W), num total de oito imagens, quatro com filtro de ródio (Rh) - combinação W/Rh e quatro com filtro de prata (Ag) – combinação W/Ag. As tensões selecionadas foram 28, 30, 32 e 34 kVp.

Os sistemas mamográficos digitais dispõem de dois formatos de apresentação das imagens, são eles: *rawdata* (sem pós processamento) e processada (com pós processamento). Neste trabalho usou-se os dois formatos.

Para fazer a análise das imagens utilizou-se o software livre ImageJ® [14]. Cada imagem foi avaliada separadamente, calculando média e desvio-padrão dos níveis de cinza das ROIs, conforme demarcadas na Figura 1, que foram utilizados para calcular CNR E SNR.

O CNR foi calculado utilizando as imagens no formato *rawdata* (14 bits de resolução) enquanto que para o cálculo de SNR as imagens processadas (12 bits de resolução), de acordo com as diretrizes do EUREF. Com as ferramentas do software ImageJ® foram recortadas 13 regiões de interesse (ROIs), uma ROI em cada espessura de alumínio da escala de contraste contida no *phantom*, onde a menor espessura é a ROI 1 e a maior é a ROI 13, uma outra região considerada o fundo da imagem, a qual não possui nenhum objeto. Dessas regiões calculou-se a média dos valores de pixels e o desvio padrão.

III. RESULTADOS E DISCUSSÕES

O intuito desse trabalho é estudar o comportamento das duas combinações alvo/filtro (W/Ag e W/Rh) em relação à qualidade da imagem e à otimização da dose. Para melhor visualização das diferenças entre as imagens adquiridas com essas combinações, os dados referentes a corrente (mA) e a exposição (mAs) são apresentados na Tabela 2 a seguir.

Tabela 1. Relação da tensão aplicada (kVp) com a corrente (mA) e à exposição (mAs) para as combinações W/Rh e W/Ag usando *phantom* antropomórfico.

Tensão (kVp)	W/Rh		W/Ag	
	Corrente (mA)	Exposição (mAs)	Corrente (mA)	Exposição (mAs)
28	160	310	130	159
30	160	198	100	113
32	110	131	100	83
34	100	87	100	61

É notável que ao utilizar a combinação W/Rh com a tensão de 28 kVp, o valor do produto da corrente pelo tempo (mAs) quase dobra ao se comparar com a combinação W/Ag, porém à medida que se aumenta tensão, a diferença entre os valores de exposição (mAs) entre esses filtros, diminui drasticamente.

À medida que se aumenta o valor da tensão, diminui a variação de corrente entre as combinações dos filtros e não houve alteração para a tensão de 34 kVp.

Outro parâmetro importante, que combinado com a tensão e a corrente, permite que o receptor de imagem seja sensibilizado a fim de se produzir uma boa imagem, é o tempo de exposição. Para que a corrente aplicada não atinja valores considerados altos para mamografia [9].

Fato este que reflete diretamente nas doses, conforme apresentado nas Figuras 2 e 3.

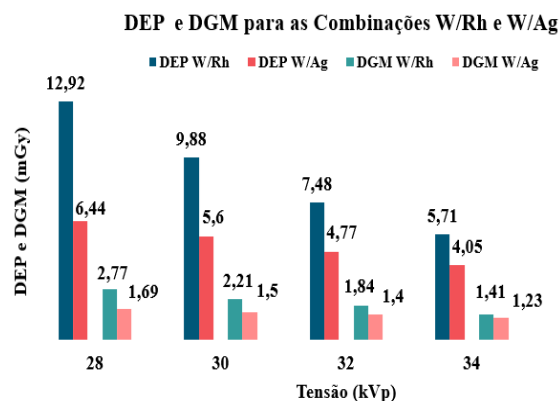


Figura 2. Relação entre a DEP, DGM e a tensão aplicada no *phantom* antropomórfico para as combinações de W/Rh e W/Ag.

É observado que os valores de DEP são maiores para a combinação W/Rh quando comparada com a combinação W/Ag, isto já é previsto pois os valores de corrente e exposição são maiores para o W/Rh.

A DGM foi menor para as imagens realizadas com a combinação W/Ag.

Foram calculados os valores de CNR para as regiões de interesse (ROIs), e os mesmos são apresentados nas Figuras 3 e 4.

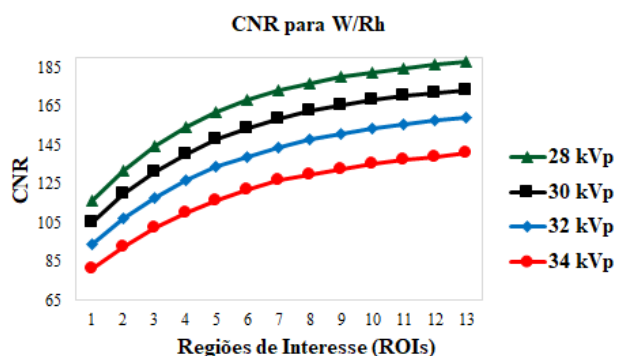


Figura 3. CNR para as ROIs selecionadas nas várias tensões testadas com combinação W/Rh.

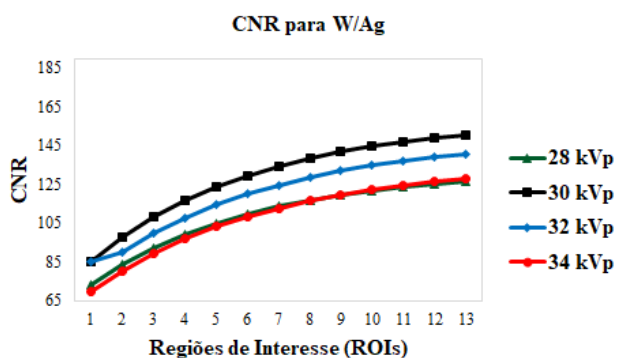


Figura 4. CNR para as ROIs selecionadas nas várias tensões testadas com combinação W/Ag.

A Figura 3 evidencia que os valores de CNR nas imagens adquiridas com a combinação W/Ag variaram muito pouco em relação às tensões usadas, em específico a tensão de 28 kVp apresentou praticamente o mesmo comportamento que a tensão de 34 kVp, indicando que para uma técnica otimizada com uma imagem de qualidade e menor dose é justificável usar uma tensão de 34 kVp, porém, o melhor contraste apresentado foi para a imagem com 30 kVp.

Comparando os valores de CNR mostrados nas Figuras 3 e 4, é possível verificar que para as combinações testadas, os valores de CNR são maiores nas imagens adquiridas com a combinação W/Rh.

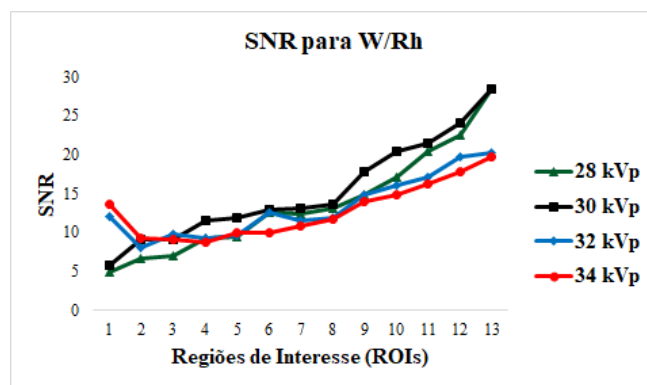


Figura 5. SNR para as ROIs selecionadas nas várias tensões testadas com combinação W/Rh.

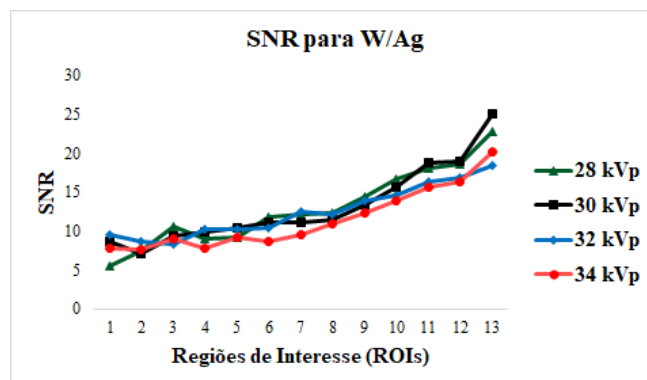


Figura 6. SNR para as ROIs selecionadas nas várias tensões testadas com combinação W/Ag.

Os valores de SNR tiveram poucas variações entre as tensões testadas para as duas combinações, e se comportam praticamente da mesma maneira, como mostram as Figuras 5 e 6. Duas faixas de tensão apresentam um pequeno destaque em relação às outras, são elas a tensão de 28 kVp e 30 kVp e a partir da ROI 9, para combinação W/Rh. Portanto, a técnica usada deve ser otimizada de forma que a menor dose possível seja obtida sem comprometer a qualidade da imagem.

Neste estudo, foram investigadas as influências da tensão, do filtro e da espessura do alumínio, através da escala de contraste, no valor de CNR e de SNR. Por meio da análise dos valores de CNR, calculados para todas as tensões escolhidas, mostrou que nas faixas de tensão estudadas, o contraste é maior para as imagens adquiridas com a combinação W/Rh que na combinação W/Ag. Isto é, menor ruído, o que possibilitou melhor visualização das estruturas

que compõem a mama, cujas propriedades de atenuação dos raios X nos tecidos são similares.

Nas imagens adquiridas com a combinação W/Ag notou-se menor variação de CNR que nas imagens adquiridas com a combinação W/Rh. Na região com a menor espessura de alumínio houve variação de 73 a 84 (entre as tensões), enquanto que na região com maior espessura, de 126 a 150.

As Figuras 5 e 6 mostram o comportamento similar em todo o intervalo de tensão estudado para os filtros de Rh e Ag. Esses resultados foram corroborados por outros estudos que analisaram as diversas combinações alvo/filtro [6,13]

Na Figura 6, o maior valor da CNR é obtido com a menor tensão aplicada (28 kVp). Também verifica-se valores muito próximos para 28 e 34 kVp, o que beneficia a redução da dose utilizando maiores valores de tensão e portanto, menor tempo de exposição.

Para a tensão de 34 kVp, comparando os valores da CNR nas imagens dos dois filtros, observou-se que foram similares. Por isso, o filtro de Ag pode ser uma opção na diminuição da dose.

Comparando a DGM proveniente de ambos os filtros e mesma tensão, o filtro de Ag proporcionou menor dose em todas as tensões. Para 28 kV foi de aproximadamente 40% menor que o filtro de Rh e para 34 kV, 13%.

A análise dos valores da SNR mostrou que as imagens adquiridas com tensão de 30 kVp apresentaram discrepância entre as combinações de Rh e Ag. Para 32 e 34 kVp, o comportamento foi semelhante. Porém, o filtro de Rh apresentou valor um pouco maior. Portanto, a melhor técnica a ser escolhida deve considerar os valores de dose, no caso a combinação W/Ag, que produz a menor DGM.

IV. CONCLUSÃO

Este artigo mostrou a comparação de duas combinações de alvo/filtro, W/Rh e W/Ag e como as mesmas influenciam na qualidade da imagem e dose no sistema mamográfico digital da *Hologic* usando um *phantom* antropomórfico. A avaliação da qualidade da imagem considerando apenas o SNR, para as duas combinações tem comportamento semelhantes, porém se ao considerar a CNR a combinação W/Rh há um aumento considerável em imagens adquiridas com tensão mais baixa. Entretanto, à medida que se aumenta a tensão, as imagens adquiridas com ambas às combinações, apresentam CNR com valores próximos.

Em relação à dose, para as imagens adquiridas com a combinação W/Rh, estas foram maiores para todas as tensões testadas. Portanto a técnica pode ser otimizada de acordo com a espessura e densidade da mama. Considerando que, com o aumento da tensão, SNR e CNR se aproximam para ambas as combinações alvo/filtro, pode-se obter uma diminuição de

dose com a combinação W/Ag em imagens adquiridas com tensões maiores.

Outra consideração é que o filtro de prata resultou em menor dose para todas as tensões aplicadas.

Os resultados deste estudo revelam possíveis benefícios da utilização do filtro de Ag que está paulatinamente sendo introduzido na fabricação dos mamógrafos.

REFERÊNCIAS

- [1] YAFFE, Martin J et.al. Comparative performance of modern digital mammography systems in a large breast screening program. *Medical Physics*, v.40, n.45, p.121915-1-121915-7, 2013.
- [2] INCA. Instituto Nacional do Câncer. URL: <http://www2.inca.gov.br>
- [3] KOPANS, D. B. *Breast Imaging*. 2. ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1998.
- [4] AGUILLAR, Vera Lúcia Nunes; DE PACE BAUAB, Selma; MARANHÃO, Norma Medicis. *Mama: diagnóstico por imagem: mamografia, ultrassonografia, ressonância magnética*. Revinter, 2009.
- [5] MAHESH, Mahadevappa. *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Digital Mammography: An Overview*. *Radiographics*, v. 24, n. 6, p. 1747-1760, 2004.
- [6] SONGSAENG, C.; KRISANACHINDA, A.; THEERAKUL, K. Effect of filter on average glandular dose and image quality in digital mammography. In: *Journal of Physics: Conference Series*. IOP Publishing, 2016. p. 012039.
- [7] HENDRICK, R. Edward et al. Comparison of acquisition parameters and breast dose in digital mammography and screen-film mammography in the American College of Radiology Imaging Network digital mammographic imaging screening trial. *American Journal of Roentgenology*, v. 194, n. 2, p. 362-369, 2010.
- [8] REIS, Cláudia; PASCOAL, Ana; SAKELLARIS, Taxisarchis; KOUTALONIS, Manthus. Quality assurance and quality control in mammography: a review of available guidance worldwide. *Insights into imaging*, v. 4, n. 5, p. 539-553, 2013.
- [9] EUREF - European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services, 2006.
- [10] American College of Radiology – ACR. *The Digital Mammography Quality Control Manual*, 2018.
- [11] BUSHBERG, Jerrold T.; BOONE, John M. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [12] RANGER, Nicole T. A Technique Optimization Protocol and The Potential for Dose Reduction In Digital Mammography. *Medical Physics*, v. 37, n. 3, p. 962-969, 2010.
- [13] CALDWELL, Curtis B.; YAFFE, Martin J. Development of an anthropomorphic breast phantom. *Medical Physics*, v. 17, n. 2, p. 273-280, 1990.
- [14] IMAGEJ®. *ImageJ Image Processing and Analysis in Java*. URL <https://imagej.nih.gov/ij/>. Acesso em fev 2017.