



Avaliação da qualidade da imagem e da dose glandular média em mamografia digital.

N. W. Lima^a; I. Q. Borba^a; M. Anés^a; J. M. Goulart^a; A. Bacelar^a; R. Lykawka^a

^a Serviço de Física Médica e Radioproteção, HCPA, CEP 90035-903 Porto Alegre, RS, Brasil

lima.nathan@gmail.com

ABSTRACT

The most important reference for breast cancer diagnosis is still the mammography. Mammographic technology has evolved in such a way that we have digital systems nowadays. Thus, image generation quality control must evolve as well. In this work, we have evaluated digital image quality and entrance skin dose (ESD) for different breast thicknesses simulated by PMMA plates (one, two, three and four centimeters) for different target filter combinations, suggesting a protocol optimization to the mammographic automatic system. We have used CDMAM 3.4 phantom (a contrast detail phantom) and its software in order to analyze digital images from a Siemens Mammomat Inspiration mammographic equipment. It has been used three combinations of target-filter: Molybdenum Molybdenum, Molybdenum Rhodium, Tungsten Rhodium. Different peak tensions were tested to each configuration: 24 kVp, 26 kVp, 28 kVp and 30 kVp. Altogether 52 different configurations were tested. In order to measure ESD, we used Radcal's 10x5-6M ionization chamber. Results show that automatic configuration does not offer an optimized process. Tungsten Rhodium was the best option for all breast thicknesses, once it offered the best relation between image quality and mean glandular dose. This result differs from literature which states that the Molybdenum Molybdenum combination is the best option for thin breasts.

Keywords: mammography, radiology, dosimetry.

1. INTRODUÇÃO

O câncer de mama é a doença neoplásica com maior taxa de mortalidade entre mulheres no Brasil. Segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA), para o Brasil, em 2014, são esperados 57.120 casos novos de câncer de mama, com um risco estimado de 56,09 casos a cada 100 mil mulheres (INCA, 2014). O diagnóstico precoce é uma das principais ferramentas de combate à doença e o rastreamento com o uso de mamografia por raios X possui papel fundamental nesta ação. O diagnóstico de malignidade em tumores se dá, frequentemente, pela detecção de microcalcificações da ordem de micrômetros, o que demanda dos aparelhos alta capacidade de resolução de estruturas com alto e baixo contraste conforme Martins (2010).

Em um equipamento de mamografia por raios X, os materiais do ânodo e do filtro determinam a forma do espectro gerado pelo tubo. Estes materiais devem emitir um espectro rico em fótons com energia próxima da faixa ótima, que revelará alto contraste do objeto, evitando dose excessiva de radiação. A energia dos fótons emitidos depende do tipo de material do ânodo e de seu número atômico. Quanto maior o número atômico do ânodo, maior será a dureza do feixe de raios X, isto é, o feixe será composto por uma proporção maior de fótons mais energéticos e, portanto, mais penetrantes. O material do ânodo normalmente é feito de Tungstênio (W), Molibdênio (Mo) ou Ródio (Rh), porque esses materiais têm alto ponto de fusão e suporta até 2.380°C, já que a temperatura do ânodo chega a 2.000°C no curto momento de exposição.

De acordo com Santos (2010), os equipamentos de mamografia dotados de ânodo de Molibdênio fornecem um espectro ideal para mamas pequenas e médias, enquanto o Ródio emite um espectro de energia que é mais efetivo para mamas mais densas, e o Tungstênio é ideal para mamas muito densas. Durante décadas a utilização da combinação ânodo-filtro de Mo/Mo foi considerada padrão ouro para mamografia convencional. Com o advento da tecnologia de detecção digital, outras combinações de ânodo-filtro, como Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh vêm ocupando espaço. Estudos têm mostrado que, com o alvo de Tungstênio, e com filtro de absorção em energia apropriada, não há perda de qualidade da imagem com significativa redução de dose. Estudos recentes em mamografia digital, como de Emanuallu et al (2011), Florial et al (2009) e Toroi et al

(2007), tem apontado o uso da combinação Tungstênio-Ródio como a melhor alternativa para mamógrafos com detector de Selênio.

Com o avanço da tecnologia digital e da automatização dos sistemas em radiodiagnóstico, se faz necessário avaliar se o funcionamento dos mamógrafos estão ocorrendo de forma otimizada, isto é, proporcionando a melhor qualidade de imagem com a menor dose glandular média (DGM) possível. Para avaliar a qualidade da imagem, muitos centros de pesquisa e hospitais vêm adotando o phantom CDMAM proposto, inclusive, no protocolo europeu (EUREF, 2006). O phantom CDMAM foi desenvolvido para determinar se as imagens mamográficas estão indicando objetos com atenuação muito baixa e diâmetros muito pequenos, além disso, pode ser utilizado para mamógrafos tanto digitais quanto analógicos. Vahey et al (2012) utilizam a ferramenta para avaliar diferença na qualidade da imagem ampliada de forma real (geometricamente) ou através de processamento digital (eletronicamente). Coates et al (2012) utiliza a mesma ferramenta para avaliar o uso de grade celular e linear.

Neste trabalho, avaliou-se os parâmetros de funcionamento de um mamógrafo utilizado em uma instituição de grande porte com o intuito de otimizar a qualidade da imagem seguindo o princípio ALARA (As Low As Reasonably Possible), isto é, com a menor dose possível. Analisou-se se as combinações ânodo-filtro utilizadas pelo mamógrafo eram as mais adequadas para diferentes espessuras de mama e verificou-se, também, se o mamógrafo avaliado trabalha com seu controle automático de exposição otimizado (OPDOSE), isto é, se a seleção de tensão de pico e carga transportável fornece a imagem com a melhor qualidade e com a menor dose possível.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foi utilizado um mamógrafo Siemens Mammomat Inspiration, com três combinações de ânodo-filtro. Quatro placas de PMMA (polimetil-metaacrilato) com 1 cm de espessura (cada) foram utilizadas para simular diferentes espessuras de mama. Utilizou-se a tabela dada pelo protocolo europeu para determinar a equivalência de espessura de PMMA para espessura de mama.

Tabela 1. Equivalência entre espessura de mama e espessura de PMMA segundo o protocolo europeu (EUREF, 2006)

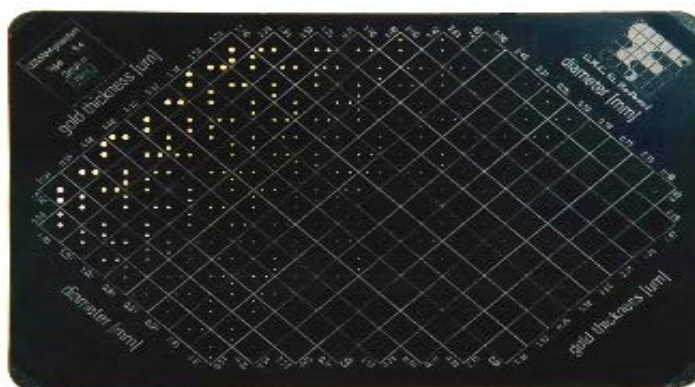
Espessura de PMMA [cm]	Espessura de mama equivalente [cm]
2,0	2,1
3,0	3,2
4,0	4,5
4,5	5,3
5,0	6,0
6,0	7,5
7,0	9,0

Foram selecionadas manualmente tensões de pico de 24 kVp, 26 kVp, 28 kVp e 30 kVp, utilizando-se todas as combinações ânodo-filtro e todas as combinações de placas de PMMA para cada kVp. A carga transportada (mAs) para cada combinação foi determinada pelo controle automático de exposição (AEC). Combinando os parâmetros tensão, espessura, ânodo-filtro, 48 configurações diferentes de aquisição foram testadas. Coletaram-se, também, os dados

proporcionados pela configuração automática do mamógrafo que determinava tensão de pico (kVp) e a carga transportada (mAs) automaticamente, para as mesmas espessuras de PMMA usadas anteriormente.

Utilizou-se o CDMAM 3.4 (um phantom de detalhe-contraste) com respectivo software para análise da qualidade da imagem. O CDMAM foi desenvolvido para determinar a resolução de alto e baixo contraste para diferentes diâmetros de microcalcificações. O phantom inclui um conjunto composto por quatro placas de PMMA, que são usadas para a simulação de espessuras diferentes de mama. As placas possuem 10 mm de espessura cada e as mesmas dimensões que o simulador. O simulador CDMAM consiste em uma base de alumínio com discos de ouro (99,99% de ouro puro) de espessuras e de diâmetros de variados. Os discos de ouro são arranjados em 16 fileiras e 16 colunas. Dentro de uma fileira, o diâmetro do disco é constante, com diâmetro logaritmicamente crescente (ARTINIS, 2010).

Figura 1. Phantom CDMAM 3.4



O Artinis CDMAM Analyser é um software que avalia a qualidade de imagem. Ele tem capacidade de reconhecer automaticamente imagens digitais obtidas com o phantom CDMAM. O software fornece relatórios da qualidade das imagens obtidas, gerando curvas de contraste-detalhe, determinando um parâmetro de qualidade – IQFinv. O IQFinv é calculado pela seguinte expressão:

$$IQF_{inv} = \frac{n}{\sum_{i=1}^n D_i \times C_{i,min}} \quad (\text{Eq. 1})$$

Onde n é o número de colunas $C_i \times D_i$, \min é o produto entre a espessura do disco na coluna i e o menor diâmetro resolvível na mesma coluna. Como se pode perceber, quanto menor o IQF_{inv} , melhor será a qualidade de imagem.

Para medida de dose, foi utilizada a câmara de ionização 10x5-6M do fabricante Radcal. A DGM é a dose média absorvida no tecido glandular no interior de uma mama comprimida no exame de mamografia. Segundo o Protocolo Europeu de Controle de Qualidade em Mamografia Digital, é essencial a medida dessa grandeza no lugar do kerma no ar na superfície de entrada.

Com essa troca, levamos em conta as novas técnicas de obtenção das mamografias, que atualmente dispõem de tensão do tubo variável, e também de diferentes materiais de ânodos e filtros. A DGM é uma grandeza diretamente relacionada com o risco de indução de câncer, que depende da qualidade do feixe, da espessura da mama e da sua glandularidade conforme Dantas (2010). O valor de DGM foi obtido a partir do kerma no ar na superfície de entrada e de coeficientes de conversão. A expressão é dada por:

$$DGM = K \times g \times c \times s \quad (\text{Eq. 2})$$

Onde “K” é o kerma no ar na superfície de entrada, o coeficiente “g” depende da espessura da mama e da qualidade do feixe de raios X (camada semi-redutora). O coeficiente “c” depende da espessura e glandularidade da mama e da qualidade do feixe. E o “s” depende da combinação de ânodo-filtro.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os gráficos a seguir mostram os resultados encontrados. Os valores de IQF_{inv} (fator de qualidade de imagem) foram obtidos a partir da Equação 1, e seu valor foi dado automaticamente pelo *software* do CDMAM 3.4. O valor de kerma no ar na superfície de entrada foi obtido pela medida da câmara de ionização. O valor de DGM foi obtido a partir da Equação 2, quanto menor o valor de DGM melhor é a condição de operação do equipamento no que tange a segurança do paciente e da equipe.

Os dados foram distribuídos em gráfico de DGM x IQF_{inv}. Como queremos minimizar as duas grandezas, entende-se que as configurações mais próximas da origem do gráfico proporcionam o processo otimizado tanto em qualidade de imagem quanto em otimização da dose.

Figura 2. Distribuição das medidas num gráfico de IQFinv x DGM para 1 cm de PMMA. A cor laranja é referente aos dados da combinação ânodo-filtro de W/Rh, a cor rosa a de Mo/Mo e a cor azul a de Mo/Rh. O triângulo representa 24kVp, o quadrado 26kVp, o losango 28kVp e o asterisco 30 kVp. .

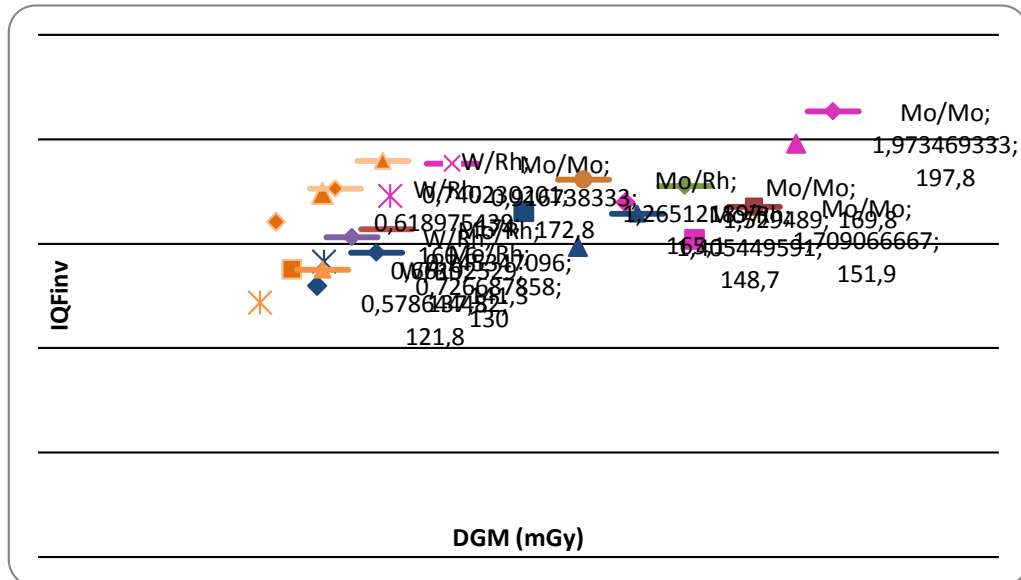
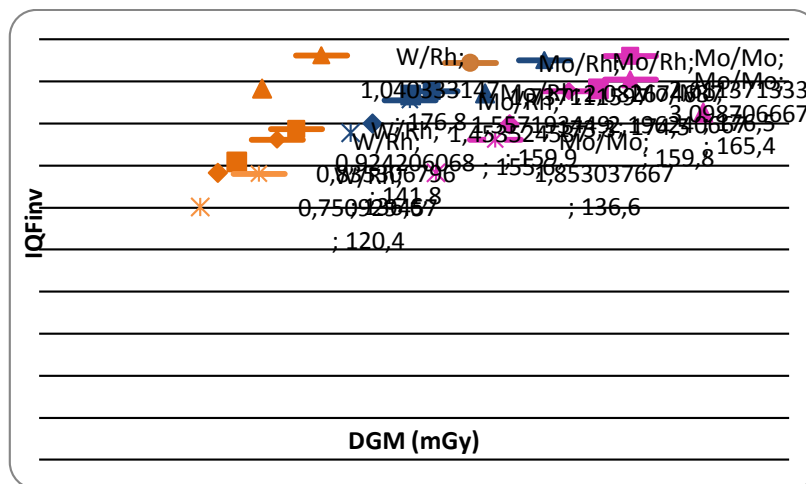
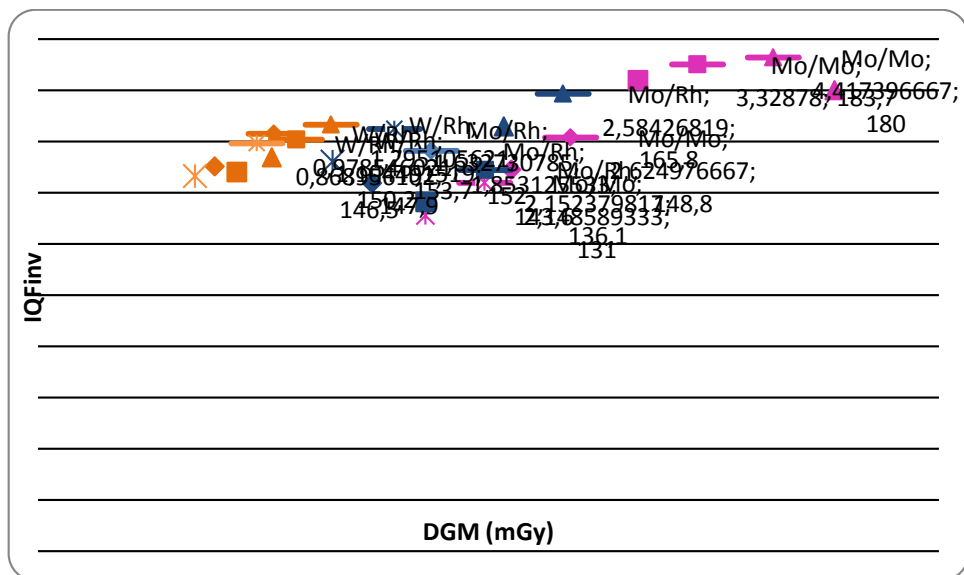


Figura 3. Distribuição das medidas num gráfico de IQFinv x DGM para 2 cm de PMMA. A cor laranja é referente aos dados da combinação ânodo-filtro de W/Rh, a cor rosa a de Mo/Mo e a cor azul a de Mo/Rh. O triângulo representa 24kVp, o quadrado 26kVp, o losango 28kVp e o asterisco 30kVp.



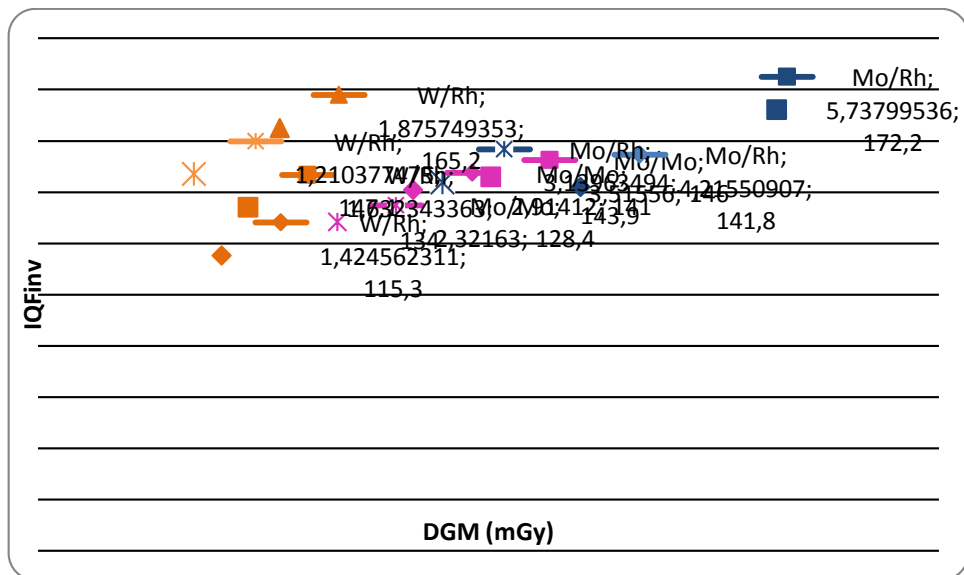
Percebe-se, na figura 3, que a melhor configuração para 2 cm de PMMA é a combinação W/Rh com 30 kVp, o que contraria as recomendações da literatura pelo mesmo motivo mencionado no caso anterior.

Figura 4. Distribuição das medidas num gráfico de IQF_{inv} x DGM para 3 cm de PMMA. A cor laranja é referente aos dados da combinação ânodo-filtro de W/Rh, a cor rosa a de Mo/Mo e a cor azul a de Mo/Rh. O triângulo representa 24kVp, o quadrado 26kVp, o losango 28kVp e o asterisco 30kVp.



Percebe-se na figura 4 que a melhor configuração para 3 cm de PMMA é a combinação W/Rh com 30 kVp.

Figura 5. Distribuição das medidas num gráfico de IQFinv x DGM para 4 cm de PMMA. A cor laranja é referente aos dados da combinação ânodo-filtro de W/Rh, a cor rosa a de Mo/Mo e a cor azul a de Mo/Rh. O triângulo representa 24kVp, o quadrado 26kVp, o losango 28kVp e o asterisco 30kVp.



Pode-se perceber, na figura 5, que a melhor combinação para 4 cm de PMMA é a combinação W/Rh com 28 kVp, pois, apesar de não ter dose tão baixa quanto 30kVp, apresenta um valor de IQFinv melhor.

A dispersão não linear dos dados no gráfico sugere que as configurações feitas pelo fabricante não estão adequadas, isto é, a seleção de mAs pelo sistema automático não está sendo feita de forma a garantir a qualidade da imagem.

As tabelas a seguir apresentam os dados coletados que foram utilizados para montar os gráficos apresentados acima:

Tabela 2. Valores médios de **IQF_{inv}** para diferentes combinações de tensão de pico, configuração ânodo-filtro e espessura de PMMA.

Valores de IQF_{inv} para cada espessura de PMMA

1 cm de PMMA				
	24kVp	26kVp	28kVp	30kVp
Mo/Mo	197,8	151,9	169,8	172,8
Mo/Rh	148,7	165,1	130	141,3
W/Rh	174	137,5	160,6	121,8
2 cm de PMMA				
	24kVp	26kVp	28kVp	30kVp
Mo/Mo	165,4	176,5	159,8	136,6
Mo/Rh	174,5	173,3	159,9	155,6
W/Rh	176,8	141,8	136,6	120,4
3 cm de PMMA				
	24kVp	26kVp	28kVp	30kVp
Mo/Mo	180	183,7	148,8	131
Mo/Rh	165,8	136,1	143,6	152
W/Rh	153,7	147,9	150,2	146,5
4 cm de PMMA				
	24kVp	26kVp	28kVp	30kVp
Mo/Mo	-	146	141	128,4
Mo/Rh	142,7	172,2	141,8	143,9
W/Rh	165,2	134	147,1	115,3

Tabela 3. Valores médios de **DGM** para diferentes combinações de tensão de pico, configuração ânodo-filtro e espessura de PMMA.

Valores de DGM para cada espessura de PMMA				
1 cm de PMMA				
	24kVp	26kVp	28kVp	30kVp
Mo/Mo	1,97	1,70	1,52	0,91
Mo/Rh	1,40	1,26	0,72	0,74
W/Rh	0,74	0,66	0,61	0,57
2 cm de PMMA				
	24kVp	26kVp	28kVp	30kVp
Mo/Mo	3,09	2,61	2,19	1,85
Mo/Rh	2,08	1,73	1,55	1,45
W/Rh	1,04	0,92	0,83	0,75
3 cm de PMMA				
	24kVp	26kVp	28kVp	30kVp
Mo/Mo	4,41	3,32	2,62	2,14
Mo/Rh	2,58	2,15	1,85	1,63
W/Rh	1,29	1,10	0,97	0,86
4 cm de PMMA				
	24kVp	26kVp	28kVp	30kVp
Mo/Mo	0	3,51	2,91	2,32
Mo/Rh	0	5,73	4,21	3,139
W/Rh	1,87	1,63	1,42	1,21

Abaixo, segue uma tabela de comparação com as medidas ótimas obtidas com o sistema semi-automático e as medidas do sistema totalmente automático (OPDOSE).

Tabela 4. Valores encontrados como ótimos e valores fornecidos pelo sistema OPDOSE.

Valores otimizados e fornecidos pelo sistema automático				
Espessura	Parâmetros	Otimizado	OPDOSE	Variação (%)
1 cm	Alvo/Filtro	W/Rh	Mo/Mo	
	Tensão(kVp)	30	26	
	IQFinv	121,8	197	-38,17
	DGM (mGy)	0,57864	1,061883	-45,5081
2 cm	Alvo/Filtro	W/Rh	W/Rh	
	Tensão (kVp)	30	27	
	IQFinv	120,4	132,2	-9,2
	DGM (mGy)	0,750929	0,505783	48,46861
3 cm	Alvo/Filtro	W/Rh	W/Rh	
	Tensão (kVp)	30	27	
	IQFinv	146,5	135,6	8,03
	DGM (mGy)	0,868956	0,731856	18,73319
4 cm	Alvo/Filtro	W/Rh	W/Rh	
	Tensão (kVp)	28	27	
	IQFinv	115,3	141	-18,22
	DGM (mGy)	1,210377	0,966785	25,19609

Ao comparar os resultados que obtivemos variando os diversos parâmetros (combinação ânodo-filtro, kVp e espessura de PMMA) usando o sistema semi-automático com o sistema totalmente automático (OPDOSE), podemos verificar que não existe uma otimização do

processo radiográfico principalmente para mamas pouco espessas. Para 1 cm de PMMA, a combinação W/Rh apresentou um valor de IQF_{inv} 38,17% e DGM 45,5% menor em relação aos valores oferecidos pelo sistema automático do mamógrafo (que selecionou Mo/Mo). Para outras espessuras de PMMA, W/Rh foi também a melhor opção e já havia sido selecionada pelo controle automático de exposição do mamógrafo. A tensão de pico selecionada pelo sistema OPDOSE, entretanto, diferente dos valores utilizados manualmente, forneceu uma dose menor do que a aquisição semi-automática com praticamente a mesma qualidade de imagem. Isso não garante, entretanto, que o sistema esteja otimizado, pois a carga transportável foi variada de forma automática. Pode ainda existir seleção de carga transportável que promova uma menor dose e melhor qualidade de imagem do que a programada pelo fabricante no corrente sistema automático.

4. CONCLUSÕES

Os resultados mostram que a configuração do controle automático de exposição feita pelo próprio fabricante durante a instalação não proporcionou um processo otimizado. A combinação W/Rh se mostrou a melhor para todas as espessuras de mama, fornecendo melhor relação entre qualidade de imagem e DGM. Esse resultado é diferente do esperado, visto que a literatura preconiza o uso da combinação Mo/Mo como ideal para mamas pouco espessas. Isso pode sugerir que se deve trocar a combinação ânodo-filtro para esses casos (contrariando a literatura) ou que o sistema automatizado não está regulado para essa combinação, não selecionando a carga transportável correta.

Percebe-se, também, a tensão de pico elevada (30 kVp) como a melhor opção para mama pouco espessa, o que também contraria a literatura. Isso também sugere que o sistema automático não esteja selecionando, de forma adequada, o valor de carga transportável necessária para garantir a qualidade do processo de aquisição radiográfica.

Esses resultados sugerem que os sistemas automáticos do mamógrafo digital não oferecem um processo otimizado da forma como são configurados em sua instalação e que, portanto, existe

a necessidade de se executar testes de aceitação e desempenho desses sistemas pelo físico médico na instalação do aparelho, garantindo que ele opere de forma adequada e segura.

Esse trabalho apresentou uma metodologia para avaliação de qualidade de imagem e de DGM que pode ser reproduzido para qualquer mamógrafo digital e que pode ser utilizado no mesmo mamógrafo ao longo do tempo para avaliar a manutenção dessas variáveis. O *software* do *phantom* CDMAM nos deu um resultado quantitativo de qualidade de imagem, o que aumentou a objetividade do método, pois não depende de um observador.

Para continuidade do trabalho, sugere-se que novas medidas sejam feitas de forma a selecionar a carga transportável manualmente, visto que tanto o sistema semi-automático quanto automático seleciona esse parâmetro de forma automatizada. Dessa forma, se poderá avaliar se a combinação W/Rh é de fato melhor para mamas pouco espessas ou se é um problema de configuração do sistema e se poderá buscar alguma outra configuração que otimize o processo para as demais espessuras de mama.

REFERÊNCIAS

1. ARTINIS. **CDMAM Manual: Contrast-Details Phantom CDMAM 3.4**. Walburg, 2010.
2. COATES, A.M.; DIXON, A.M.; HUCKLE, J. A comparison of image quality and radiation dose between a cellular grid and a linear grid using a mammography phantom. **Radiography**, v. 18, p. 250-255, 2012.
3. DANTAS, M. V. A. **Dose Glandular e Controle de Qualidade de Imagem em Serviços de Mamografia com Sistema de Radiografia Computadorizada**. 2010. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, CNEN, Belo Horizonte, 2010.

4. EMANUALLU , S. et al. Dosimetric and image quality comparison of two digital mammography units with different target/filter combinations: Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh, W/Ag. **Radiol Med**, v 116, p.310-18, 2011.
5. EUREF - European Reference Organisation for Quality Assured breast Cancer Screening and Diagnosis servisse. **European Guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis**. Belgium, 2006.
6. FLORIAN, J. F. E et al. Intra-individual comparison of Average Glandular Dose of Two Digital Mammography Units using Different Anode Filter Combinations. **Academic Radiology**, v.16, p. 1272-1280, 2009.
7. **INCA, Instituto Nacional do Câncer**. Disponível em <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2014>>. Acesso em: 27 de maio de 2014.
8. MARTINS, L. A.L.; BARRA, A. A.; LUCENA, C. E. M. Microcalcificações Mamárias Suspeitas de Malignidade. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v56, p. 251-258, 2010.
9. SANTOS, A. F. **Física Médica em Mamografia**, 1ª edição. Rio de Janeiro: Revinter, 2010.
10. TOROI, P. et al. Experimental investigation on the choice of the tungsten/rhodium anode/filter combination for an amorphus selenium-based digital mammography system. **Eur Radiol**, v. 17, p. 2368-2375, 2007.
11. VAHEY, K. et al. A comparison between the electronic magnification (EM) and true magnification (TM) of breast phantom images using a CDMAM phantom. **European Journal of Radiology**, v. 81, p. 1514-1519, 2012.