



Otimização da dose e da qualidade da imagem em mamografia digital usando a razão contraste-ruído

Almeida^a C. D., Peixoto^b J.E.

^a*Instituto de Radioproteção e Dosimetria, CEP. 22780-160, Av. Salvador Allende, 3773, Rio de Janeiro – RJ, Brasil.*

claudio@ird.gov.br

^b*Instituto Nacional de Câncer, Rio de Janeiro- RJ, Brasil*

RESUMO

Em mamografia, a otimização das doses é importante devido ao grande número de mulheres que realizam exames para a detecção precoce do câncer de mama. Além disso, nas duas últimas décadas foram introduzidas tecnologias digitais. Diversos estudos mostram que a dose na mamografia computadorizada CR pode ser superior à da mamografia convencional, indicando a necessidade de sua otimização. O objetivo deste trabalho é apresentar um procedimento usando a razão contraste-ruído (CNR) na otimização da dose e da qualidade da imagem em mamografia digital. O processo de otimização em mamografia digital tem início com a determinação da CNR alvo (CNR_{alvo}). Ela é definida como o valor de CNR que permite atingir o limiar de contraste mínimo de 23% para os discos de 0,1 mm de diâmetro no simulador CDMAM. A CNR_{alvo} é estimada a partir da análise, do limiar de contraste em função da CNR medidos com várias técnicas radiográfica e variadas espessuras de PMMA. A seguir, o sistema do mamógrafo de controle automático das técnicas radiográficas para as diversas espessuras de mama deve ser ajustado de modo a se obter sempre a CNR_{alvo} e doses glandulares médias (DGM) que não ultrapassem os níveis aceitáveis. A aplicação deste procedimento de otimização mostrou que, em uma amostra de 162 pacientes, foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as médias da DGM e da CNR ($p < 0,05$) quando comparadas com uma amostra de 152 pacientes antes da otimização. Houve uma redução de 14,5% da DGM e a qualidade das imagens clínicas foi mantida.

Palavras-chave: Mamografia digital, Dose glandular média, DGM, Razão contraste ruído, CNR.

ABSTRACT

In mammography, dose optimization is important due to the large number of women performing mammography exams for the early detection of breast cancer. In addition, digital technologies have been introduced in the last two decades. Several studies show that the dose on computed radiology (CR) mammography may be superior than conventional mammography, indicating the need of its optimization. This work aims to present a procedure using contrast-to-noise ratio (CNR) in dose optimization and image quality in digital mammography. The optimization process in digital mammography begins with the determination of the target CNR (CNR_{target}). It is defined as the CNR value that achieves the threshold contrast standards of 23% for 0.1 mm diameter discs on CDMAM phantom. The CNR_{target} is estimated from the analysis of the threshold contrast as a function of CNR measured with different kV, mAs and anode/filter combination and different thicknesses of PMMA. Then, the mammography system of automatic control of the radiographic techniques for different breast thicknesses should be adjusted to obtain CNR_{target} and mean glandular doses (MGD) without exceeding reference dose levels. The application of this optimization procedure demonstrated that, in a sample of 162 patients, statistically significant differences were observed between the means of MGD and CNR ($p < 0.05$) when compared to a sample of 152 patients before the optimization. There was a reduction of 14.5% in MGD and the quality of the clinical images was maintained.

Keywords: Digital mammography, Mean glandular doses, MGD, Contrast-to-noise ratio, CNR.

1. INTRODUÇÃO

A otimização das doses para os pacientes nas práticas em Radiologia tem como base um princípio da Proteção Radiológica [1]. Em radiologia, não somente a otimização da dose no paciente, mas também da qualidade da imagem deve ser levada em consideração para alcançar o principal objetivo que é a precisão no diagnóstico.

Em mamografia, a otimização das doses é de importância devido ao grande número de mulheres que realizam exames para a detecção precoce do câncer de mama. Além disso, nas duas últimas décadas foram introduzidas tecnologias digitais, com destaque para a mamografia computadorizada (CR) e a mamografia digital (DR). Um estudo realizado por Coutinho em serviços de mamografia no Rio de Janeiro [2] mostrou que a dose na mama em sistema de mamografia CR pode ser o dobro da usada em DR e 20% maior que em sistema de mamografia tela/filme, indicando a necessidade de sua otimização. Em um estudo realizado por Pinheiro et al. [3], foi avaliado o impacto das tecnologias nas doses glandulares média medidas em 18,9% dos mamógrafos do Brasil. Os resultados mostraram que, em média, as tecnologias digitais utilizam doses na mama 41,3% maiores do que no sistema tela/filme. Sendo o sistema CR de maior influência para doses mais altas.

Young e cols. [4] estudaram um modelo para otimização da Dose Glandular Média (DGM) em mamografia digital através da determinação de um valor de Razão Contraste Ruído alvo (CNR_{alvo}). A CNR_{alvo} é definida como o valor de CNR que permite atingir o limiar de contraste mínimo de 23% para os discos de 0,1 mm de diâmetro no *phantom* CDMAM. Os autores concluíram que a determinação da CNR_{alvo} é importante para a otimização da dose e o controle da qualidade da imagem para este tipo de sistema mamográfico.

Os valores de DGM aceitáveis, estabelecidos pelo Protocolo Europeu [5], para uma faixa de mama com espessura equivalente de 21 a 90 mm quando comprimida são usados como níveis de referência na busca pela otimização. Dance e cols. [6] estabeleceram fatores para o cálculo da DGM a partir do Kerma de entrada no ar na superfície da mama, qualidade do feixe de raios X, espessura da mama e percentual de tecido glandular.

O objetivo deste trabalho é apresentar os resultados da aplicação de um procedimento que utiliza a razão contraste-ruído (CNR) na otimização da dose e da qualidade da imagem em mamografia digital.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi realizado no Setor de Mamografia do Hospital da Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ. Ele foi dividido em duas fases. A primeira fase teve início com a coleta de dados de 83 pacientes e das técnicas radiográficas utilizadas para obter as imagens mamográficas. Foram realizadas medidas dos principais parâmetros técnicos de operação do sistema mamográfico. Uma vez identificados tais parâmetros, foram determinadas as condições ótimas de operação e realizados ajustes no mamógrafo para otimizar o sistema automático de seleção das técnicas radiográficas. Uma segunda fase foi iniciada com a coleta de dados de 84 novas pacientes. Foi realizada uma avaliação estatística para identificar se houve diferença entre os valores de Kerma no ar de entrada na superfície da mama (K_i), dose glandular média (DGM) e razão contraste-ruído (CNR) estudadas nas duas fases.

2.1. Pacientes

Participaram do estudo as pacientes com espessura da mama comprimida entre 20 mm e 80 mm e glandularidade variando de 0 a 100%. Elas assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e o estudo foi aprovado pelo Comitê de ética. Durante o exame da paciente, foram anotados os parâmetros técnicos (kV/anodo/filtro/mAs) usados para mamografia na incidência craniocaudal, CC, e a espessura da mama quando comprimida. As pacientes tinham idade entre 31 e 85 anos e espessura de mama comprimidas entre 23 mm e 78 mm. Na primeira fase foram avaliadas 150 imagens e na segunda fase foram avaliadas 159 imagens.

2.2. Equipamentos avaliados e utilizados para as medidas

O mamógrafo utilizado neste estudo é da marca GE modelo Senographe DMR com anodos e filtros de molibdênio (Mo) e ródio (Rh) com dispositivo que determina automaticamente os parâme-

tros da técnica radiográfica (kV, combinação anodo-filtro e mAs) para a mama a ser radiografada. A aquisição da imagem foi feita usando placa de fósforo Carestream modelo EHR-M2 e a leitura foi realizada em um digitalizador KODAK, modelo DirectView Elite CR System. Foram utilizadas placas de polimetilmetacrilato, PMMA e uma lâmina de alumínio com 0,2 mm para as medidas da CNR e lâminas de alumínio para as medidas da camada semi-redutora (CSR). Foi usado o dosímetro clínico da Radcal, modelo 9015 para determinar o rendimento do mamógrafo, para medir a CSR e realizar a medida da linearidade da resposta do digitalizador CR. Para a determinação do limiar de contraste-detalhe da imagem foi usado o *phantom* CDMAM desenvolvido pela Artinis Medical System [7].

2.3. Parâmetros técnicos avaliados

O desempenho do sistema de geração e registro da imagem foi avaliado para cada uma das etapas utilizando os procedimentos e os limites de aceitação descritos nos protocolos nacional e internacional disponíveis [1,8,9,10,11]. Além da avaliação dos parâmetros operacionais do sistema, foram realizadas medidas de parâmetros específicos para aplicação do método de otimização proposto neste trabalho. Inicialmente foi realizada as medidas do rendimento e da CSR do mamógrafo para todas as combinações (kV/alvo/filtro) usadas clinicamente com objetivo de determinar o Kerma no Ar Incidente (K_i) nas mamas das pacientes e calcular a Dose Glandular Média (DGM).

A resposta do detector como uma função da dose [12] foi estabelecida e os Ruídos relativos necessários para utilizar no cálculo da otimização foram determinados através da análise do ruído em função do valor médio de pixel [5,10,11]. A medida da Razão Contraste-Ruído, CNR, é o método mais adequado para se avaliar o contraste em um sistema digital. Neste estudo, foram determinadas em ambas as fases, a CNR utilizando a técnica radiográfica estabelecida pelo CAE para espessuras equivalentes a mama comprimida entre 20 e 90 mm e a CNR reproduzindo a mesma técnica radiográfica e espessura da mama de cada paciente examinada.

A relação esperada entre CNR e DGM é descrita pela Equação 1, visto que a DGM é proporcional ao valor do pixel e o contraste é independente da dose para uma dada qualidade do feixe e da espessura do PMMA [13,14].

$$CNR = k.DGM^n \quad (1)$$

Onde: k é uma constante que depende da qualidade do feixe e espessura de PMMA, mas é independente da DGM. Esta Equação foi utilizada para interpolar o efeito da DGM na CNR entre os valores determinados experimentalmente para uma determinada qualidade do feixe. O valor adequado de n foi determinado, para cada técnica radiográfica usada clinicamente, a partir da análise do ruído em função do valor médio de pixel. O valor de k foi determinado pela análise de regressão.

O processo de otimização em mamografia digital tem início com a determinação da razão contraste-ruído alvo, CNR_{alvo} . A partir deste parâmetro, determinado para uma mama equivalente a 60 mm de espessura, foi possível calcular os valores de CNR para as outras espessuras de mama considerando os valores relativos de CNR vistos na Tabela 1 sugeridos pelo Protocolo Europeu e pela IN No. 54 [5,8]. Os procedimentos para obter a CNR_{alvo} são melhores explicados por Young [13] e Almeida [14] em seus estudos. O cálculo da DGM foi realizado utilizando os protocolos estabelecidos por Dance [6] e os valores da DGM aceitável [5,8] podem ser observados na Tabela 1 e também foram considerados para o cálculo da otimização.

Tabela 1: Razão contraste-ruído em função da espessura de PMMA e Valores aceitáveis para a dose glandular média, DGM

Espessura de PMMA (mm)	Espessura da MAMA (mm)	CNR relativa a espessura de 50 mm, CNR_{rel} (%)	DGM Aceitável (mGy)
20	21	> 115	1,0
30	32	> 110	1,5
40	45	> 105	2,0
45	53	> 103	2,5
50	60	> 100	3,0
60	75	> 95	4,5
70	90	> 90	6,5

Fonte: European Commission 2006.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A idade média das pacientes participantes do estudo foi de $56,0 \pm 10,1$ anos sendo que 61,7% encontram-se dentro da faixa etária estabelecida pelo programa de rastreamento do câncer de mama que é de 50 a 69 anos. Em relação a idade, não houve diferença significativa entre as médias das duas amostras.

Foi observado que 68,6% das mamas estavam dentro da faixa de espessura entre 40 e 60 mm, 12,0% das mamas possuem espessura inferior a 40 mm e 19,4% tem espessura superior a 60 mm.

O valor médio de percentual de tecido glandular na 2ª fase foi de 34% e na 1ª. fase foi de 39%. Na primeira fase 74,7% das mamas possuíam glandularidade até 50% e na segunda fase este valor foi de 84,2%.

O sistema mamográfico apresentou conformidade em relação à reprodutibilidade e linearidade dos parâmetros das técnicas radiográficas (kV e mAs), bem como em relação aos demais testes realizados. Todos os resultados estavam dentro dos valores de tolerância, porém a dose de entrada na pele assim como a dose glandular média ultrapassaram os valores de referência, estabelecidos pela Portaria nº 453 SVS/MS, pelo Protocolo Europeu e pela IN No. 54 [1,5,8].

A Figura 1 mostra os valores da DGM medidos experimentalmente utilizando a técnica de rotina antes e após o ajuste do sistema de controle automático de exposição (CAE) do mamógrafo, os valores de DGM calculados para as respectivas CNR e os valores de DGM aceitáveis sugeridos pelo Protocolo Europeu [5] e pela IN No. 54 [8]. Pode ser observado a redução da DGM utilizando a técnica otimizada quando comparada com a DGM medida com a técnica de rotina. Os valores calculados de DGM para CNR_{alvo} encontrada de 7,6 somente coincidiram com os valores otimizados para as espessuras até 60 mm equivalentes da mama. A partir desta espessura, os valores de DGM alcançados pelo CAE não conseguem acompanhar os valores calculados. Mesmo assim, para as espessuras de 75 e 90 mm, as DGM foram inferiores 9% e 44%, respectivamente, aos limites estabelecidos [5,8]. Esta diferença foi observada por Young e cols. [13].

A Figura 2 mostra o valor de CNR medido experimentalmente utilizando a técnica de rotina antes, a técnica otimizada e o valor calculado para CNR_{alvo} de 7,6. É bastante evidente a diferença entre o valor da CNR medida com a técnica de rotina antes e após a otimização. Como esperado,

após o ajuste para as técnicas radiográficas otimizadas, o sistema mamográfico não alcançou os valores calculados de CNR nas espessuras de mama acima de 60 mm.

Figura 1: Valores de DGM medidos utilizando o CAE de rotina, calculados para $CNR_{otimizada}$ medido com a técnica otimizada e sugerido pelo Protocolo Europeu.

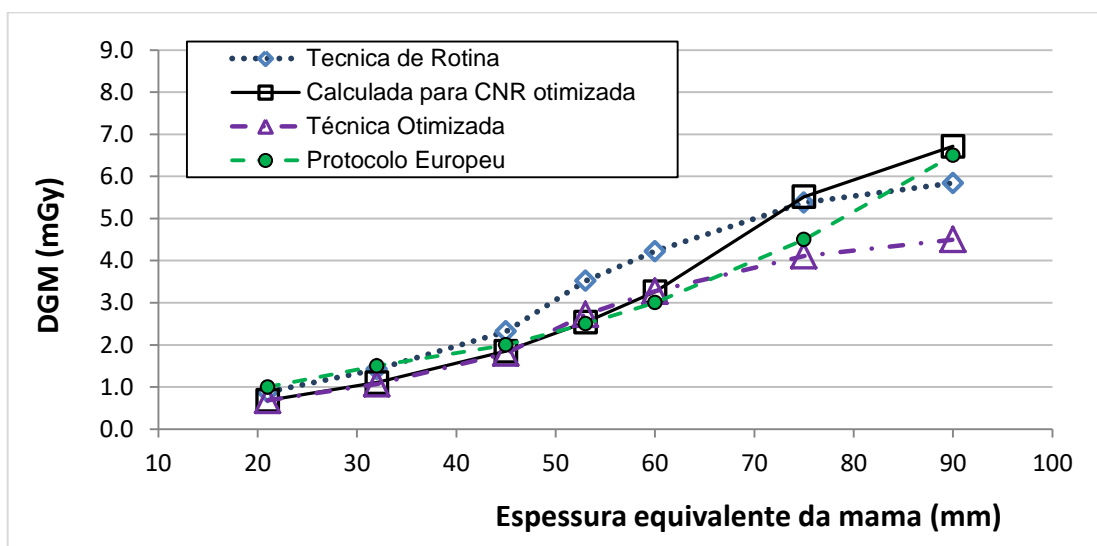
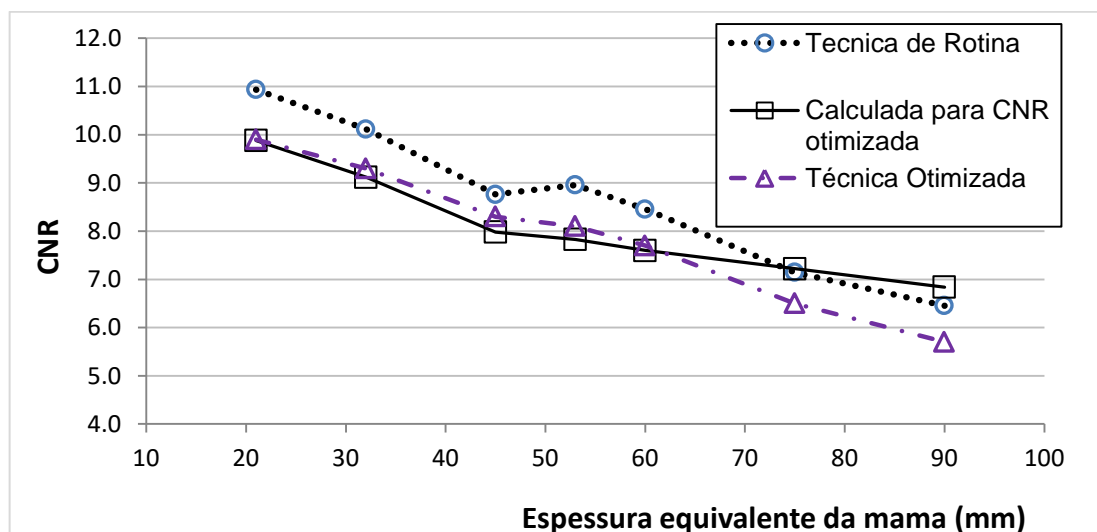


Figura 2: Valores de CNR medidos utilizando o CAE da rotina, calculados para CNR_{alvo} de 7,6 com 50 mm de PMMA e medido com a técnica otimizada.



A Tabela 2 mostra os valores médios, mínimos e máximos, desvios padrões e a significância estatística da diferença entre as médias do K_i , DGM e CNR, para as técnicas radiográficas usadas para

radiografar as mamas avaliadas antes e após a otimização (1^a. e 2^a. fase). É possível observar que, para todas as variáveis avaliadas, ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os resultados obtidos na 1^a. e 2^a. fases deste estudo.

Tabela 2: Kerma no ar de entrada, dose glandular média e razão contraste-ruído das duas amostras de mamas obtidas antes e após a otimização.

FASE		MÉDIA (min-máx)	DP	P
1 ^a	Ki	13,14 (4,66-29,83)	4,9	0,02
2 ^a		11,84 (2,65-28,91)	4,6	
1 ^a	DGM	2,89 (1,13-6,38)	0,9	0,00
2 ^a		2,47 (0,87-5,44)	0,8	
1 ^a	CNR	9,6 (5,8-14,5)	1,4	0,00
2 ^a		7,8 (5,1-11,1)	1,1	

A Tabela 3 mostra os valores de CNR relativa, CNR_{rel} , obtidas na 1^a. e 2^a. fase e os valores mínimos de CNR_{rel} sugeridos pelo Protocolo Europeu [5] e pela IN No. 54 [8]. Nessa Tabela, pode ser observado que após a otimização (2^a. Fase) ocorreu uma aproximação dos valores de CNR_{rel} para as mamas com espessura superior a 60 mm em relação aos valores encontrados na 1^a. Fase. Ainda assim, esta aproximação não alcançou o mínimo recomendado [5,8].

Tabela 3: Valores de CNR relativa, CNR_{rel} , a espessura de 60 mm de mama obtidas na 1^a. e 2^a. fase e as sugeridas pelo Protocolo Europeu.

Espessura (mm)		CNR relativa		
PMMA	Mama	CNR_{rel} (%)		Protocolo Europeu
		1a. Fase	2a. Fase	
20	21	137	125	115
30	32	125	117	110
40	45	112	108	105
45	53	106	104	103
50	60	100	100	100
60	75	88	92	95
70	90	75	83	90

4. CONCLUSÕES

Com base nos valores de CNR medidos, novos valores foram calculados buscando otimizar a DGM. Os resultados dos cálculos serviram para subsidiar o ajuste do mamógrafo para as novas técnicas. Devido às limitações técnicas do equipamento, o ajuste foi realizado somente no valor do mAs, mantendo a mesma combinação kV/anodo/filtro já usada clinicamente.

A espessura e a glandularidade da mama determinam a técnica radiográfica e, conseqüentemente, o K_i na entrada da mama. Como estes dois parâmetros são bastante variáveis entre as pacientes, isto se refletiu nos resultados de K_i deste estudo. A média deles foi de 13,14 mGy na 1ª. fase e de 11,84 mGy na 2ª. fase, alcançando uma redução de 9,9%.

Quando se comparam os valores da CNR calculados para a otimização com os obtidos na 2ª fase, também foi possível observar que o dispositivo de CAE do mamógrafo não produz os valores calculados de CNR para as espessuras acima de 60 mm.

Por outro lado, as CNR relativas calculadas para as duas fases e comparadas com os valores do Protocolo Europeu, observou-se que na 2ª. fase as CNR_{rel} estavam mais próximas dos valores de referência do que as da 1ª. fase. Onde se conclui que houve um equilíbrio da CNR obtida na 2ª. fase em relação ao valor da CNR com 60 mm de espessura equivalente a mama. Isso demonstra que os procedimentos de cálculos aplicados por este estudo, utilizando como base uma CNR alvo, é bastante adequado para ser utilizado na otimização dos sistemas de mamografia digital.

REFERÊNCIAS

- [1] Brasil. **Ministério da Saúde**. Secretaria de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998, Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Diário oficial [da Republica Federativa do Brasil]. Brasilia (1998).
- [2] Coutinho C.M.C. Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico [tese-doutorado]. Rio de Janeiro: **COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro** (2009).

- [3] Pinheiro M.A., Almeida C.D., Peixoto J.E., Valverde M.A.S., Marin A.V. Análise das tecnologias e doses glandulares médias em mamografia no Brasil no período de 2011 a 2016. **BJRS** 06-03: 01-21 (2018).
- [4] Young K.C., Cook J.J.H., Oduko J.M. Use of the European protocol to optimise a digital mammography System. In: Digital Mammography: 8th International Workshop; **IWDM 2006**, Manchester. LNCS 4046:362-9. Disponível em: http://link.springer.com/chapter/10.1007/11783237_49#page-2 (2014).
- [5] Van Engen R., Young K.C., Bosmans H., Thijssen M. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Part B: Digital Mammography. In: European guidelines for breast cancer screening, 4th edition. **European Commission** (2006).
- [6] Dance D.R., Skinner C.L., Young K.C., Beckett J.R., Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. **Phys Med Biol.** 45:3225-40 (2000).
- [7] Thijssen M.A.O., Bijkerk K.R. Manual Contrast Detail Phantom Artinis CDMAM type 3.4, **University Medical Center Nijmegen**, The Netherlands.
- [8] Brasil. **Ministério da Saúde**. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Instrução Normativa nº 54 (2019).
- [9] Brasil. **Ministério da Saúde**. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de equipamentos e segurança, Brasília: Ministério da Saúde. (Série A. Normas e Manuais Técnicos). (2005)
- [10] IAEA. Quality assurance programme for digital mammography. Human health series No. 17. **IAEA** 2011. http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1482_web.pdf (2014).
- [11] Young K.C., Oduko J.M. Technical evaluation of the Kodak DirectView mammography CR system using EHR-M2 plates. London: National Coordinating Centre for the Physics of Mammography; 2007. **NHSBSP** Equipment Report 0706. <http://www.cancerscreening.nhs.uk/breastscreen/publications/nhsbsp-equipment-report-0706.pdf> (2014).

- [12] Perry N., Broeders M., de Wolf C., et al. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th ed. Luxembourg: **European Communities**, (2006).
- [13] Young K.C., Oduko J.M., Bosmans H., Nijs K., Martinez L. Optimal beam quality selection in digital mammography. **Br J Radiol.** 79:981-90 (2006).
- [14] Almeida, C.D., Otimização da dose glandular média na mama e da qualidade da imagem nos sistemas de mamografia digital [Tese-doutorado], Rio de Janeiro: HUCFF, Universidade **Federal do Rio de Janeiro**, Brasil (2014).