

ESTIMATIVA DA DOSE GLANDULAR MÉDIA EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DA MAMA

Jéssica V. Real¹, Bruna D. Fröhlich², Alessandra S. Pertile², Renata M. da Luz¹ e Ana Maria Marques da Silva²

¹ Hospital São Lucas da PUCRS (HSL)
Av. Ipiranga, nº 6690 – Jardim Botânico
90610-000 Porto Alegre, RS
jessica.real@pucrs.br; renata.luz@pucrs.br

² Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS)
Av. Ipiranga, nº 6681 - Partenon
90619-900 Porto Alegre, RS
bruna.frohlich@acad.pucrs.br; alessandra.pertile@acad.pucrs.br; ana.marques@pucrs.br

RESUMO

O câncer de mama é o tipo de câncer mais incidente nas mulheres em todo o mundo. A mamografia é, até hoje, o método mais eficiente para a detecção de alguma anomalia na mama da paciente. É uma técnica de diagnóstico por imagem que necessita de um cuidado especial, pois radiografias sem qualidade adequada podem ocasionar um falso diagnóstico e acarretar a necessidade da repetição do exame, aumentando a dose de radiação na paciente. Este estudo teve como objetivo avaliar a dose glandular média (DGM), em função da espessura mamária, de pacientes submetidas a exames de rotina, com um sistema de processamento digital CR. Analisaram-se 30 exposições, em pacientes com idade de (65 ± 12) anos, nas projeções crânio caudal direito e esquerdo, para mamas com espessuras entre 45 mm e 50 mm. O valor calculado da DGM para esta faixa de espessuras foi de $(1,600 \pm 0,009)$ mGy. O desempenho dos testes de controle de qualidade do mamógrafo foi satisfatório e os valores da DGM obtidos para a faixa de espessura escolhida foi aceitável, visto que o limite alcançável é de 1,6 mGy e o aceitável é de 2 mGy. No Brasil, é exigido apenas o cálculo da dose de entrada na pele para mamas de 45 mm. Entretanto, o cálculo da DGM é necessário para diferentes espessuras da mama, para identificação do melhor padrão mamográfico, visando à melhor qualidade de imagem, com a menor dose fornecida a paciente.

1. INTRODUÇÃO

O câncer de mama é o tipo de câncer mais incidente nas mulheres em todo o mundo, tanto em países em desenvolvimento quanto em países desenvolvidos. Cerca de 1,67 milhões de casos novos dessa neoplasia foram esperados para o ano de 2012, em todo o mundo, o que representa 25% de todos os tipos de câncer diagnosticados em mulheres. De acordo com a estimativa do Instituto Nacional do Câncer (INCA), para o ano de 2014, são esperados 57.120 casos novos de câncer de mama, com um risco estimado de 56,09 casos a cada 100 mil mulheres brasileiras. Para os estados da região Sul, são estimados 10.370 novos diagnósticos [1].

Devido à grande incidência de câncer de mama nas mulheres ser persistente, o Ministério da Saúde vem promovendo algumas campanhas em favor da realização do exame de mamografia para rastreamento de possíveis anomalias, pelo menos a cada dois anos, para mulheres de 50 a 69 anos e o exame clínico anual das mamas para mulheres de 40 a 49 anos para a detecção da doença [2,3]. Há também a recomendação para o rastreamento de

mulheres com risco elevado de câncer de mama, cuja rotina deve se iniciar aos 35 anos, com exame clínico das mamas e mamografia anual. Segundo revisões sistemáticas recentes, o impacto do rastreamento mamográfico na redução da mortalidade por câncer de mama pode chegar a 25% [4].

Apesar de ser considerado um câncer de bom prognóstico, as taxas de mortalidade por câncer de mama continuam elevadas no Brasil, muito provavelmente porque a doença ainda é diagnosticada em estágios avançados [1].

A mamografia é até hoje o método mais eficiente para a detecção e rastreamento de alguma anomalia na mama da paciente [5]. É uma técnica de diagnóstico por imagem que necessita de um cuidado especial, pois radiografias sem qualidade adequada podem ocasionar um falso diagnóstico e acarretar a necessidade da repetição do exame, aumentando a dose de radiação na paciente. Portanto, é necessário avaliar as doses em mamografia, pois estas devem ser mantidas tão baixas quanto possível, sem reduzir a alta qualidade da imagem necessária para visualizar pequenos detalhes na radiografia para o melhor diagnóstico da paciente, de forma a detectar precocemente o câncer de mama [3].

No Brasil, a Portaria MS 453/98 [6] e as recomendações do Ministério da Saúde [7] divulgam os critérios para a realização de ações para garantia de qualidade em mamografia. Entretanto, estas ações referem-se apenas a mamografias que utilizam sistemas convencionais. Atualmente, é crescente o número de estabelecimentos que tem adotado o sistema digital CR (do inglês, *Computed Radiography*), devido ao baixo custo comparado ao sistema digital DR (do inglês, *Digital Radiography*). Assim, os avanços da tecnologia de mamografia digital exigem novos métodos de otimização, visto que estudos já mostram a possibilidade de aumento da dose em relação ao método analógico [8].

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Este estudo teve como objetivo avaliar a dose glandular média (DGM), em função da espessura mamária, de pacientes submetidas a exames mamográficos de rotina, com um sistema de processamento digital CR, em um hospital de grande porte de Porto Alegre/RS.

2.2 Objetivo Específico

- (i) Verificar todos os testes de controle de qualidade do equipamento, de acordo com protocolos internacionais, visando o controle dos seus parâmetros físicos;
- (ii) Caracterizar o feixe de raios X por meio da determinação da camada semi-redutora (CSR) e do kerma incidente no ar;
- (iii) Analisar os parâmetros utilizados nos exames, com uso do AEC (do inglês, *Automatic Exposure Control*), de uma amostra de pacientes para as projeções crânio caudal direito (CCD) e esquerdo (CCE);
- (iv) Calcular a DGM para as incidências CCD e CCE da amostra de pacientes participantes;

- (v) Determinar a DGM e verificar se ela está dentro do limite das recomendações internacionais.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho foi desenvolvido em um serviço de mamografia de um hospital de Porto Alegre, com um mamógrafo marca Siemens, modelo Mammomat 3000.

Inicialmente, foram verificados todos os testes de controle de qualidade do equipamento, visando o controle e garantia da acurácia dos seus parâmetros físicos, conforme metodologia proposta pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) [9].

Durante os exames de pacientes submetidas a exames mamográficos de rotina com processamento digital (CR), nas projeções CCD e CCE, coletaram-se os valores de tensão, carga transportável, espessura da mama comprimida, combinação alvo/filtro e idade da paciente.

Para caracterização do feixe de raios X determinou-se a CSR e o *kerma* incidente no ar, para cálculo da DGM, de acordo com o protocolo desenvolvido pela IAEA [9]. Para obtenção das medidas foi utilizada uma câmara de ionização (Victoreen, modelo 660-4A), monitor de radiação (modelo 660-1), placas de alumínio (Al) com alto grau de pureza e placas de polimetilmetacrilato (PMMA) para simular as espessuras equivalentes da mama.

3.1 Camada Semi Redutora (CSR)

O valor da CSR, que é a espessura necessária de um material absorvedor para reduzir pela metade a intensidade de radiação, foi determinado para avaliar da qualidade do feixe conforme a equação 1.

$$CSR = \frac{x_b \left(\ln 2 \frac{L_a}{L_0} \right) - x_a \left(\ln 2 \frac{L_b}{L_0} \right)}{\left(\ln \frac{L_a}{L_0} \right)} \quad (1),$$

onde L_0 é a leitura inicial de exposição, L_a e L_b são as leituras de exposição imediatamente superior e inferior a $\frac{L_0}{2}$, x_a e x_b são as espessuras de Al correspondentes às leituras L_a e L_b , respectivamente.

3.2 Kerma Incidente no Ar (K_i)

Segundo a IAEA [9], o valor do *kerma* incidente na superfície de um simulador de t mm de espessura de PMMA é obtido através da equação 2.

$$K_{i,t} = M_{AEC} \times N_{MAMO} \times k_{TP} \quad (2),$$

onde M_{AEC} é o produto do valor da exposição média pelo fator de correção entre valor do mAs fornecido pelo AEC e o mAs alcançado no modo manual, N_{MAMO} é o valor do fator de calibração de qualidade do feixe e k_{TP} é o fator de correção dosimétrico para temperatura e pressão.

3.3 Dose Glandular Média (DGM)

A dose média glandular é obtida a partir do *kerma* incidente ($K_{i,t}$) e dos coeficientes de conversão calculados por Dance [10], conforme a equação abaixo:

$$D_G = g_t \times c_t \times s \times K_{i,t} \quad (3),$$

onde $K_{i,t}$ é o *kerma* incidente na superfície do PMMA, usado para simular uma mama padrão com t mm de espessura; g_t é o coeficiente de conversão de $K_{i,t}$ para DGM, considerando uma mama de espessura t , composta por 50% de tecido fibroglandular e 50% de gordura; c_t é o fator que considera a glandularidade do tecido mamário e s é um fator de correção que depende da combinação alvo/filtro.

O produto dos fatores g e c , que depende do valor da CSR do espectro utilizado, é apresentado na Tabela 1.

Tabela 1. Produto dos fatores de conversão g e c para cálculo da DGM para diferentes espessuras de simuladores de PMMA

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Produtos dos fatores de conversão g e c						
			CSR (mm Al)						
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	97	0,336	0,377	0,415	0,450	0,482	0,513	0,539
30	32	67	0,245	0,277	0,308	0,338	0,368	0,399	0,427
40	45	41	0,191	0,217	0,241	0,268	0,296	0,322	0,351
45	53	29	0,172	0,196	0,218	0,242	0,269	0,297	0,321
50	60	20	0,157	0,179	0,198	0,221	0,245	0,269	0,296
60	75	9	0,133	0,151	0,168	0,187	0,203	0,230	0,253
70	90	4	0,112	0,127	0,142	0,157	0,173	0,194	0,215
80	103	3	0,097	0,110	0,124	0,136	0,150	0,169	0,188

Os valores do fator s , para a combinação alvo/filtro utilizada, podem ser visualizados na Tabela 2.

Tabela 2. Fator s para as combinações alvo/filtro selecionadas

Combinação alvo/filtro	Espessura do Filtro (μm)	Fator s
Mo/Mo	30	1,000
Mo/Rh	25	1,017
Rh/Rh	25	1,061
W/Rh	50-60	1,042
W/Ag	50-75	1,042

4. RESULTADOS

Foram analisados dados de 30 exposições de exames mamográficos nas projeções CCD e CCE. A faixa de espessura de mama comprimida selecionada para análise da DGM foi entre 45 mm e 50 mm, por ser a mais frequente na amostra de pacientes. Dentre as projeções escolhidas, 52,9% foram CCE e 47,1% CCD. A idade média das pacientes foi de (65 ± 12) anos. Os valores médios de tensão e carga transportável obtidos nos exames foram de $(28,1 \pm 0,4)$ kV e (84 ± 18) mAs, respectivamente. A espessura média da mama para cálculo da DGM foi de (48 ± 2) mm.

Os valores de espessura equivalente de mama e PMMA são apresentados na Tabela 1. Através de um ajuste linear ($R^2 = 0,988$), estimou-se que, para uma mama de 48 mm, o valor da espessura de PMMA equivalente é de 41 mm. Do ponto de vista prático, devido à indisponibilidade de placas de PMMA com espessura de 1 mm, utilizou-se 40 mm de PMMA.

Através da equação 1, encontrou-se um valor de CSR de 0,349 mm Al, para espessura de 40 mm PMMA, usando os parâmetros de 28 kV e 84 mAs. A Tabela 3 apresenta os valores coletados para cálculo da CSR.

Tabela 3. CSR para 40 mm de PMMA

Tensão	Corrente x Tempo	Combinação Alvo/Filtro	Exposição Inicial (mR)	Espessura Al (mm)	Leitura (mR)	L_a	L_b
28	80	Mo/Mo	872,7	0,1	695	476	399
				0,2	571		
				0,3	476	x_a	x_b
				0,4	399	0,3	0,4
				CSR (mm Al)			

Segundo a recomendação da IAEA, o valor da CSR deve satisfazer a relação abaixo:

$$\frac{kV}{100} + 0,03 \leq CSR \leq \frac{kV}{100} + C \quad (4),$$

onde o valor de C é 0,12 para a combinação de alvo/filtro utilizada (Mo/Mo). Assim, para 28 kV, a CSR deve estar entre 0,31 e 0,40 mm Al.

Após verificação da conformidade do valor CSR, obteve-se o valor do *kerma* incidente, conforme a Tabela 4.

Tabela 4. *Kerma* incidente para 40 mm de PMMA

Exposição média (mR)	M_{AEC}	<i>Kerma</i> incidente no ar médio (mGy)
(847 ± 5)	(893 ± 5)	(7,73 ± 0,04)

Substituindo os valores encontrados do *kerma* incidente e da CSR na equação 3, encontrou-se um valor de DGM de (1,600 ± 0,009) mGy.

5. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

O objetivo deste trabalho foi avaliar a dose glandular média, para pacientes submetidas à mamografia com sistema de processamento digital CR, levando em conta fatores clínicos como projeção, espessura da mama e parâmetros utilizados, conforme a metodologia proposta pela IAEA [9].

Os resultados encontrados nos testes previamente realizados de desempenho do mamógrafo, a fim de verificar as condições de qualidade do sistema, foram satisfatórios ao se comparar com os padrões estabelecidos no protocolo internacional de controle de qualidade para mamografia digital [9].

A média da DGM para o serviço avaliado foi de (1,600 ± 0,009) mGy. O nível de referência, determinado no protocolo seguido, alcançável é de 1,6 mGy e o aceitável é de 2 mGy para uma espessura de 40 mm de PMMA [9]. Portanto, comparando-se o resultado obtido neste trabalho com o valor da DGM recomendado, pode-se concluir que o valor da DGM obtido para a faixa de espessura escolhida foi considerado satisfatório.

No Brasil, é exigido apenas o cálculo da dose de entrada na pele para mamas de 45 mm. Entretanto, o cálculo da DGM é necessário para diferentes espessuras da mama, para identificação do melhor padrão mamográfico [6,9].

Pretende-se, como trabalho futuro, estimar a DGM para diferentes faixas de espessura da mama de pacientes deste mesmo serviço, considerando-se também as projeções médio lateral oblíquo direito e esquerdo, visando à otimização da qualidade de imagem, com a menor dose fornecida a paciente.

REFERÊNCIAS

1. “Instituto Nacional de Câncer (INCA). Incidência de câncer no Brasil”. <http://www.inca.gov.br/estimativa/2014/sintese-de-resultados-comentarios.asp> (2014).
2. M. C. Alcântara. Avaliação dos critérios de qualidade de imagem e estudos das doses de um departamento de mamografia. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; 2009.
3. M. A. de Oliveira. Avaliação da dose glandular e qualidade da imagem de pacientes submetidas a mamografias com processamento de imagem digital. [Dissertação de Mestrado]. Belo Horizonte: Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear; 2011.
4. “Instituto Nacional de Câncer (INCA). Controle do câncer de mama”. http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoes_programas/site/home/nobrasil/programa_controle_cancer_mama/deteccao_precoce (2014).
5. A. Tomal, M. E. Poletti, L. V. Caldas. “Evaluation of subject contrast and normalized average glandular dose by semi-analytical models”. *Applied Radiation and Isotopes*, **68** (4-5), pp. 755-759 (2010).
6. BRASIL. Ministério da Saúde. Portaria nº 453 de 1 de junho de 1998. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Diário Oficial da União, Brasília, 2 jun. 1998.
7. “Instituto Nacional do Câncer (INCA). Controle do cancer de mama, documento de consenso”. <http://www.inca.gov.br/publicacoes/Consensointegra.pdf> (2004)
8. B. Hemdal. “Can the average glandular dose in routine digital mammography screening be reduced? A pilot study using revised image quality criteria.” *Radiation Protection Dosimetry*, **114**, pp. 383-388 (2005).
9. Internacional Atomic Energy Agency. Quality Assurance Programme for Digital Mammography. Viena, 2011.
10. M. Chevaliera, P. Mórán, J. Tem, J. M. Soto, T. Cepeda, E. Vano. “Patient dose in digital Mammography”. *Medical Physics*, **31**, pp. 2471-2479 (2004).