

Estimativa da dose glandular média em mamografia usando curvas de dose em profundidade

Estimation of mean glandular dose in mammography using depth dose curves

Adriana T. D. Rodrigues¹, Alessandra Tomal¹¹Instituto de Física Gleb Wataghin, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

Resumo

Neste trabalho, foi implementada e validada uma metodologia alternativa para estimar a dose glandular média (DGM) em mamografia, utilizando novos coeficientes de conversão e medições de dose média na mama inteira (DMI) obtidas a partir de curvas de dose em profundidade (DP). As curvas de DP foram determinadas com um objeto simulador de mama por simulação Monte Carlo (MC), utilizando o código Penelope v. 2018 + Peneasy v. 2020, e experimentalmente, utilizando dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti (TLD-100). Os resultados deste estudo mostram que o método convencional para determinação da DGM, baseado na medição do kerma no ar incidente na mama e nos coeficientes de conversão DgN, apresenta uma grande variabilidade com qualidade do feixe, o que pode resultar em maiores incertezas na estimativa da DGM se o espectro incidente não é precisamente conhecido. Por outro lado, o método proposto é menos dependente da estimativa precisa da qualidade do feixe, apresentando um grande potencial para ser aplicado como método alternativo ou complementar para a determinação experimental da DGM em mamografia.

Palavras-chave: Dosimetria; Mamografia; Dose em Profundidade; Simulação Monte Carlo.

Abstract

In this work, an alternative methodology was implemented and validated to estimate the mean glandular dose (MGD) in mammography, using new conversion coefficients and mean dose measurements in the whole breast (MDW) obtained from depth dose curves (DDC). The DDC were determined for a breast phantom by Monte Carlo (MC) simulation using the Penelope v. 2018 + Peneasy v. 2020 code, and experimentally, using LiF:Mg,Ti thermoluminescent dosimeters (TLD-100). The results of this study show that the conventional method for MGD estimation, based on incident air kerma measurements and DgN conversion coefficients, presents a higher dependence on the beam quality incident on the breast, which can result in higher uncertainties in the estimation of the MGD if the incident spectrum is not precisely known. Indeed, the proposed method is less dependent on the precise estimation of beam quality, presenting great potential to be applied as an alternative or complementary method for experimental MGD determination in mammography.

Keywords: Dosimetry; Mammography; Depth Dose; Monte Carlo Simulation.

1. Introdução

A dosimetria é uma etapa fundamental para otimização e controle de qualidade dos sistemas de mamografia. A dose glandular média (DGM) é a grandeza dosimétrica considerada mais adequada para a caracterização dos riscos associados ao uso da radiação ionizante na mamografia, devido à maior radiosensibilidade do tecido glandular em comparação com outros tecidos mamários (1). Uma vez que essa grandeza não pode ser medida diretamente, o método tradicional para determinação da DGM é baseado no produto do kerma no ar incidente na mama (K_{ar}) e coeficientes de conversão DgN, obtidos por simulação Monte Carlo (MC) (2-4). No entanto, os coeficientes DgN variam significativamente com as características do espectro incidente na mama, dado que o K_{ar} é medido no plano de incidência do feixe na superfície da pele por uma câmara de ionização, considerando a atenuação da mama, porém sem levar em consideração as características específicas do modelo da mama.

Por meio da simulação MC, é possível estimar outras grandezas dosimétricas de interesse em mamografia, como a dose média na mama inteira (DMI), que leva em consideração as características do feixe de radiação e da mama (5). Além disso, a

DMI também pode ser obtida experimentalmente através da avaliação da curva de dose em profundidade (DP) em objetos simuladores (6). Com base na grandeza dosimétrica DMI, foram determinados novos coeficientes de conversão, denominados c_m , que podem ser utilizados para estimar a DGM de forma complementar/alternativa aos coeficientes DgN (5).

Dessa forma, o objetivo deste trabalho foi implementar e validar uma nova metodologia para estimar a DGM, utilizando os coeficientes de conversão c_m e medições de DMI a partir de curvas de DP, determinadas experimentalmente e por simulação MC.

2. Materiais e Métodos

2.1. Dosimetria Termoluminescente

O TLD de Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio (LiF:Mg,Ti) com dimensões de $3 \times 3 \times 1$ mm³, também conhecido como TLD-100, foi o dosímetro utilizado neste trabalho (Figura 1). Os procedimentos para uso e medições com os TLDs seguem as seguintes etapas: tratamento térmico, irradiação e leitura.

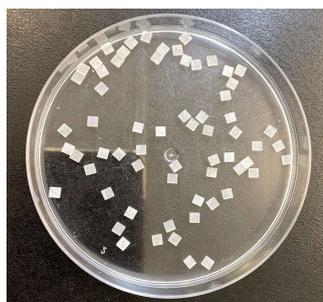


Figura 1. Dosímetros TLD-100.

2.1.1. Tratamento térmico

O tratamento térmico dos dosímetros foi realizado em três etapas: duas pré-irradiações (a 400°C por uma hora no forno Mufla EDG, modelo 1800; e a 100°C por duas horas na estufa Fanem, modelo Retilínea) para eliminar sinais residuais de termoluminescência e restaurar a sensibilidade do dosímetro; seguidas por uma etapa pré-leitura (a 100°C por 15 minutos na estufa Fanem) para eliminar sinais de termoluminescência dependentes da temperatura ambiente.

2.1.2. Leitura

O sistema utilizado para medir a resposta termoluminescente (TL) dos dosímetros TLD-100 foi a leitora TLD Harshaw, modelo 3500. A leitora consiste basicamente de um dispositivo para aquecer os dosímetros e detectar a emissão de luz, fornecendo como resposta a curva de intensidade da luz emitida (em termos de corrente elétrica na saída da fotomultiplicadora) em função da temperatura, denominada *glow curve*.

2.2. Caracterização dos dosímetros

Os dosímetros TLDs foram irradiados usando o feixe de radiação produzido pelo aparelho de raios X da VMI (modelo Aquilla Plus 300), o qual possui anodo de tungstênio (W) e filtração inerente de 1 mmAl, para realizar um processo de caracterização, avaliando a resposta TL dos dosímetros em três etapas: homogeneidade de grupo, calibração e dependência energética. A resposta TL é dada pela diferença entre as respostas TL média dos dosímetros irradiados e dos dosímetros não irradiados (*background*).

2.2.1. Homogeneidade de grupo (HG)

A homogeneidade da resposta TL de 100 dosímetros quando estão sob as mesmas condições de irradiação foi avaliada visando selecionar um grupo que apresentasse uma resposta mais homogênea entre si. A Figura 2.a mostra a resposta TL dos 100 dosímetros expostos 2 vezes ao feixe de radiação produzido usando 40 kV e 100 mAs. Foram selecionados 68 dosímetros cujas respostas TL estavam entre um desvio padrão em torno da média.

2.2.2. Calibração

Os dosímetros selecionados no teste de HG foram irradiados com doses no ar conhecidas para verificar a linearidade entre a resposta TL e a dose absorvida no ar, medida experimentalmente com a câmara de ionização Radcal Corporation, modelo 9015. O feixe de raios X utilizado foi produzido usando um potencial do tubo fixo em 40 kV e variando-se o produto corrente-tempo (mAs). A Figura 2.b mostra os dados da resposta TL em função da dose absorvida no ar, bem como o ajuste linear. As incertezas da dose absorvida são menores que os símbolos. O coeficiente de calibração encontrado foi $f_c = (0,1029 \pm 0,0001) \text{ nC/mGy}$, com coeficiente de determinação $R^2 = 0,999$.

2.2.3. Dependência energética

A dependência energética dos dosímetros foi avaliada variando-se a qualidade do feixe, visando modelar a variação da energia do feixe em diferentes profundidades dentro de um objeto simulador. Neste caso, foi utilizado um potencial do tubo fixo em 40 kV e placas de PMMA com diferentes espessuras posicionadas entre o tubo de raios X e os TLDs para variar a espessura do material atenuador. O *software* TASMICS (7) foi utilizado para obter uma estimativa do espectro de raios X e da energia efetiva para as diferentes espessuras de PMMA. A Figura 2.c mostra que os coeficientes de calibração não têm uma dependência energética significativa nas condições avaliadas. Portanto, para o intervalo de energia estudado, foi considerado um valor constante para o coeficiente de calibração obtido, conforme descrito na Seção 2.2.2.

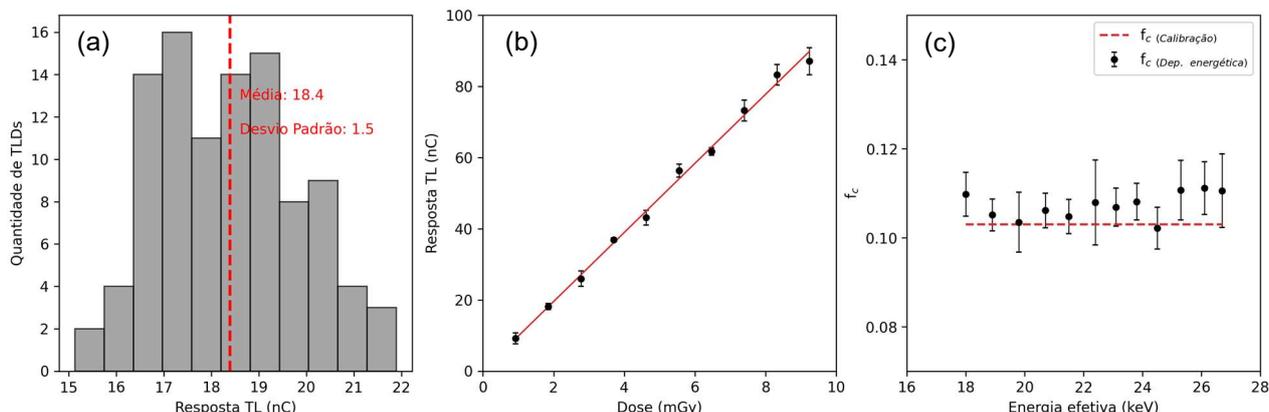


Figura 2. a) Homogeneidade de grupo. b) Calibração. c) Dependência energética.

2.4. Dose em profundidade (Experimental)

2.4.1. Modelo da mama

Os objetos simuladores (fantomas) utilizados para representar a mama comprimida durante o exame de mamografia consistiram de: A) placas de PMMA com área seccional na forma de semicilindros com diâmetros de 120 mm e espessuras: 6 placas de 10 mm e 2 placas de 5 mm (Figura 3.a); e B) objeto simulador marca CIRS (modelo 012A), com placas retangulares (10×12,5 cm²) compostas por material de tecido equivalente ao tecido mamário (TEM, do inglês *Tissue Equivalent Material*), com 70% de tecido glandular e 30% de tecido adiposo: 2 placas de 5 mm, 2 placas 10 mm e 2 placas 20 mm (Figura 3.b).

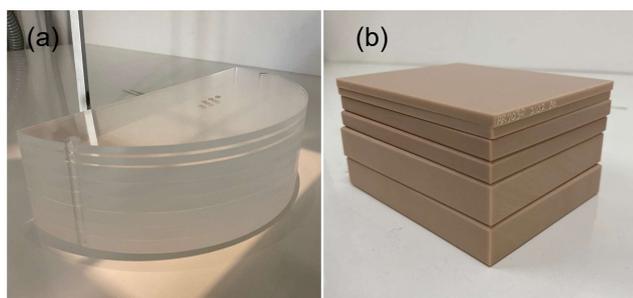


Figura 3. Imagens dos objetos simuladores compostos por (a) PMMA e (b) TEM.

2.4.2. Mamógrafo

Para avaliar a distribuição de dose em diferentes profundidades, foi utilizado o mamógrafo da Selenia Dimensions (Hologic), instalado no Hospital da Mulher Prof. Dr. José Aristodemo Pinotti (Caism/Unicamp). O CAE (Controle Automático de Exposição) foi ativado para seleção automática do feixe. Considerando uma mama de 7 cm, foi selecionada a combinação alvo/filtro W/Ag, 30 kVp e, respectivamente, 320 mAs e 400 mAs para os fantasmas de PMMA e TEM. Devido às suas pequenas dimensões, os dosímetros TLDs foram posicionados entre as placas dos fantasmas. A Figura 4 mostra a geometria de irradiação no mamógrafo e ilustra a disposição dos dosímetros nos fantasmas.

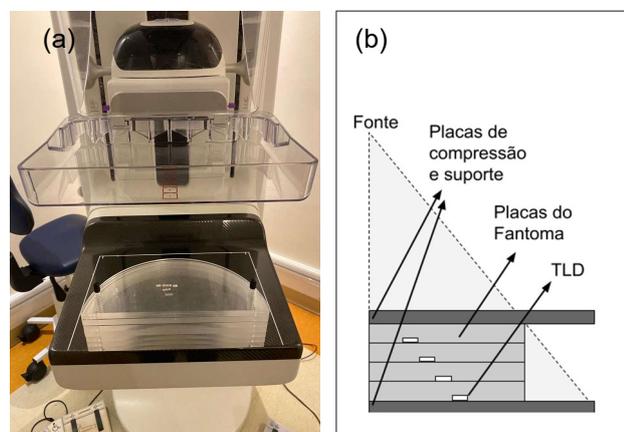


Figura 4. (a) Mamógrafo Hologic. (b) Ilustração da geometria de irradiação e disposição dos dosímetros dentro do objeto simulador.

2.4.3. Grandezas dosimétricas

A dose absorvida no ar (D_{ar}) foi estimada usando a Equação 1.

$$D_{ar}(z_i) = M(z_i) \cdot f_c \quad (1)$$

Em que $M(z_i)$ é a resposta TL na profundidade z_i e f_c é o coeficiente de calibração dos TLDs.

A dose absorvida na mama em cada profundidade do objeto simulador, também definida como a dose em profundidade (DP) na mama, foi calculada pela Equação 2.

$$D_m(z_i) = D_{ar}(z_i) \cdot \frac{[\mu_{en}(E_{ef})/\rho]_m}{[\mu_{en}(E_{ef})/\rho]_{ar}} \quad (2)$$

Em que $[\mu_{en}(E_{ef})/\rho]$ é o coeficiente de absorção mássico em função da energia efetiva (E_{ef}) do feixe, com subíndices ar e m representando o ar e a mama, respectivamente. Esses coeficientes foram retirados das bases de dados do código PENELOPE (8-9).

A dose média na mama inteira (DMI) foi calculada integrando-se numericamente a DP sobre toda a espessura L da mama, conforme definido na Equação 3.

$$DMI = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L \left\{ \frac{(z_i - z_{i-1})}{2} [D_m(z_i) + D_m(z_{i-1})] \right\} \quad (3)$$

2.4. Dose em profundidade (Simulação MC)

Para validação da metodologia proposta, o código MC PENELOPE v. 2018 com a extensão PenEasy v. 2020, modificada e validada para dosimetria em modalidades de imagens da mama (8-10), foi utilizado para realizar as simulações do exame mamográfico, de forma a reproduzir a geometria e os parâmetros experimentais. A mama foi modelada como um semicilindro composto por PMMA ou TEM (glandularidades 20% e 70%) e uma espessura de 7 cm. A simulação foi programada para retornar como saída a distribuição cilíndrica da dose absorvida no objeto simulador nas posições: raio fixo em 5 cm e 70 intervalos de profundidade. Foram simuladas cerca de 10^8 histórias de fótons para alcançar incertezas estatísticas inferiores a 1%. O espectro utilizado de W/Ag e 30 kVp foi gerado pelo software TASMICS (7). Posteriormente, a DMI foi calculada a partir da Equação 3.

2.5. Métodos de cálculo da DGM

Neste estudo, foram comparados dois métodos para a estimativa da DGM: o Método I, que é o método convencional atualmente empregado em protocolos de dosimetria em mamografia (1) e que se baseia nas medições de K_{ar} e nos coeficientes de conversão DgN , conforme descrito na Equação 4; e o Método II, proposto neste estudo, que calcula a DGM com base no uso dos coeficientes de conversão da dose média na mama inteira (c_m) e da medição da

grandeza dosimétrica dose média na mama inteira (DMI) (5), conforme definido na Equação 5.

$$DGM = K_{ar} \cdot DgN \quad (4)$$

$$DGM = DMI \cdot c_m \quad (5)$$

Os coeficientes c_m , definidos pela razão DGM/DMI, foram obtidos por simulação MC de forma análoga aos coeficientes DgN, usando o código PENELOPE, para diferentes características da mama e espectros incidentes (5).

A Figura 5 mostra um exemplo dos coeficientes de conversão c_m e DgN determinados por Rodrigues et al. (5) em função da camada semirredutora (CSR) do feixe incidente na mama. Observa-se uma dependência linear dos coeficientes DgN com a CSR, resultando em variações de até 43% para o intervalo de CSR apresentado na Figura 5. Em contrapartida, os coeficientes c_m são praticamente constantes com a CSR, com variações menores que 0,1% para todo o intervalo avaliado.

Dessa forma, os coeficientes c_m mostraram potencial para serem aplicados em estudos experimentais, uma vez que apresentam uma menor dependência em relação a diferentes características mamárias e parâmetros de exposição, em comparação com os coeficientes DgN. Adicionalmente, os coeficientes DgN requerem um grande conjunto de tabelas ou equações paramétricas para contemplar a ampla variação associada às características da mama e o espectro de radiação incidente (1).

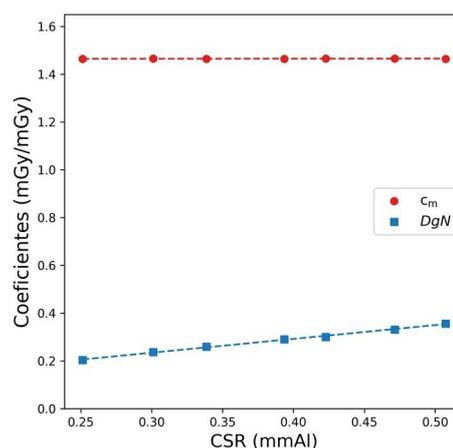


Figura 5. Coeficientes de conversão em função da CSR para uma mama de 7 cm e glandularidade 20%

3. Resultados e Discussão

3.1. Validação do método de cálculo da DGM

A Tabela 1 mostra os resultados obtidos por simulação MC para validar o método de cálculo da DGM proposto neste estudo. Para isso, foi avaliada a diferença relativa na estimativa da DGM, calculada a partir dos Métodos I e II, definidos na Seção 2.5, em função da camada semirredutora (CSR) do feixe incidente na mama. A diferença entre os métodos foi menor que 1,2% para a mama composta por TEM com glandularidade 20%, enquanto diferenças de até 14,2% foram observadas para a mama composta por PMMA. Isso pode estar associado aos maiores valores de coeficientes de atenuação linear do PMMA comparados ao TEM, resultando em uma maior atenuação do feixe e menores valores de DMI para uma mesma espessura da mama, considerando um valor fixo de K_{ar} .

Tabela 1. Diferença relativa (Δ) entre os Métodos I e II na estimativa da DGM por simulação MC.

CSR (mmAl)	DgN (mGy/mGy)	c_m (mGy/mGy)	K_{ar} (10^{-12} mGy/his)	DMI (10^{-13} mGy/his)		DGM Método I (10^{-12} mGy/his)		DGM Método II (10^{-12} mGy/his)		Δ (%)	
				TEM	PMMA	TEM	PMMA	TEM	PMMA	TEM	PMMA
0,54	0,2	1,5	6,1	9,3	8,1	1,4	1,4	1,4	1,2	1,2	14,2
0,61	0,3	1,5	5,4	9,9	8,7	1,5	1,5	1,5	1,3	0,6	13,1
0,65	0,3	1,5	5,1	10,1	8,8	1,5	1,5	1,5	1,3	0,4	12,9

Fonte: O autor (2023).

3.2. Estimativa experimental da DGM

A Figura 6 apresenta os resultados experimentais e de simulação MC da curva de DP, normalizados pelo valor de dose na superfície do objeto simulador, considerando mamas de 7 cm compostas de PMMA e TEM com glandularidade 70%. As curvas são praticamente coincidentes, apresentando o mesmo comportamento com a variação da profundidade, na qual os valores de DP diminuem à medida que a profundidade aumenta devido à atenuação do feixe

incidente. A taxa de decréscimo da DP é maior em baixas profundidades e menor em maiores profundidades.

As curvas experimentais de DP foram utilizadas para estimar a DMI e calcular a DGM com os coeficientes c_m , resultando em diferenças de aproximadamente 13,0% e 4,4% para os objetos simuladores de mama compostos por PMMA e TEM, respectivamente, em comparação ao Método I baseado nos coeficientes DgN (Tabela 2).

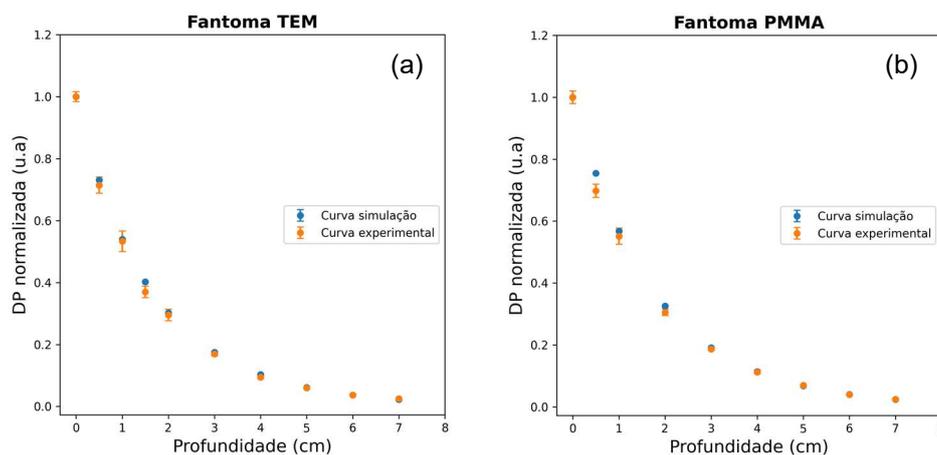


Figura 6. Curvas de DP normalizada obtidas com os objetos simuladores compostos por (a) TEM e (b) PMMA.

Tabela 2. Diferença relativa (Δ) entre os Métodos I e II na estimativa da DGM experimentalmente.

Fantoma	DgN (mGy/mGy)	c_m (mGy/mGy)	K_{ar} (mGy)	DMI (mGy)	DGM (mGy)		$\Delta(\%)$
					Método I	Método II	
TEM	0,2	1,1	22,6	4,5	4,9	5,1	4,4
PMMA	0,3	1,5	18,1	2,9	4,9	4,3	13,0

Fonte: O autor (2023)

As diferenças, apresentadas na Tabela 2, podem ser explicadas, principalmente, pela grande variação dos coeficientes DgN, enquanto os coeficientes c_m permanecem praticamente constantes com a CSR, conforme avaliado na Figura 5.

4. Conclusões

O método proposto mostrou-se adequado para estimar a DGM utilizando curvas de DP simuladas pelo método MC, considerando a mama composta por tecido equivalente ao tecido mamário (TEM).

Para a determinação experimental da DGM, o método baseado nos coeficientes DgN, apresenta uma variação significativa com a CSR do feixe, necessitando de sua definição precisa e exata para minimizar a incerteza nos valores de DGM. Por outro lado, o método proposto, baseado nas curvas de DP, é menos dependente da estimativa precisa da CSR, apresentando potencial para ser aplicado como método alternativo ou complementar ao método convencional na estimativa experimental da DGM, por meio da avaliação da distribuição de dose em profundidade em objetos simuladores.

Agradecimentos

Os autores agradecem os seguintes apoios financeiros: CNPq (Processos nº 117817/2022-8 e 13600/2021-0), FAPESP (Processos nº 2021/08923-7 e 2018/05982-0) e FAEPEX-UNICAMP (Processo nº 2581/23).

Referências

- Dance, D. R., & Sechopoulos, I. (2016). Dosimetry in x-ray-based breast imaging. *Physics in Medicine & Biology*, 61(19), 271-304.
- Dance, D. R. (1990). Monte-Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Physics in Medicine & Biology*, 35(9), 1211-1219.

- Boone, J. M. (1999). Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment. *Radiology*, 213(1), 23-37.
- Wu, X., Gingold, E. L., Barnes, G. T., & Tucker, D. M. (1994). Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. *Radiology*, 193(1), 83-89.
- Rodrigues, A. T. D., Massera, R. T., & Tomal, A. (2022). Simulação Monte Carlo de coeficientes de conversão para dosimetria em mamografia. *Revista Brasileira de Física Médica*, 16, 693-693.
- Santos J. C. (2017). Determinação experimental da distribuição de dose absorvida em diferentes qualidades de feixes mamográficos. Tese de Doutorado, Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- Hernandez, A. M., Seibert, J. A., Nosratieh, A., & Boone, J. M. (2017). Generation and analysis of clinically relevant breast imaging x-ray spectra. *Medical Physics*, 44(6), 2148-2160.
- Salvat F. (2019). PENELOPE-2018: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Workshop Proceedings. Barcelona, Spain.
- Sempau, J., Badal, A., & Brualla, L. (2011). A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries application to far-from-axis fields. *Medical Physics*, 38(11), 5887-5895.
- Massera, R. T., & Tomal, A. (2019). Mamografia Digital: estudos dosimétricos e de qualidade da imagem por simulação Monte Carlo. *Revista Brasileira de Física Médica*, 13(1), 154-161.

Contato:

Alessandra Tomal
 Instituto de Física Gleb Wataghin, Universidade Estadual de Campinas.
 Rua Sérgio Buarque de Holanda, 777 - Cidade Universitária, Campinas - SP, 13083-859.
 E-mail: atomal@ifi.unicamp.br