

Avaliação Computacional da Distribuição da Energia Depositada na Região Mamária durante Mamografia de Pacientes com Implante de Silicone

Computational Evaluation of the Energy Distribution Deposited in the Mammary Region during Mammography of Patients with Silicone Implant

Karin C. W. Consatti¹, William S. Santos^{2,3}, João V. B. Valença⁴, Maíra T. Yoshizumi⁴

¹UFCSPA, Porto Alegre, Brasil

²INFIS, UFU, Uberlândia, Brasil

³Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, FEELT, UFU, Uberlândia, Brasil.

⁴DECESA, UFCSPA, Porto Alegre, Brasil

Resumo

A mamografia é fundamental para a prevenção e diagnóstico do câncer de mama. Neste estudo, foi simulado um cenário de exame mamográfico, através do método de Monte Carlo, a fim de avaliar a distribuição da dose em mamas de pacientes com implante de silicone em gel, além de investigar preliminarmente se a presença do implante tem influência negativa na detecção de achados mamográficos. Foi verificado que há aumento de deposição de energia em mamas que possuem implante de silicone, no entanto, esse aumento ocorreu na própria região da prótese. Apesar de não ter sido observado um aumento de dose no tecido mamário, o fluxo do feixe de fótons foi perturbado devido à presença do implante, o que poderia acarretar numa diminuição da qualidade das imagens mamográficas obtidas. Na avaliação preliminar com achados mamográficos, foram inseridas massas tumorais e microcalcificações, identificando-se uma piora na visualização delas em decorrência da presença do implante de silicone.

Palavras-chave: mamografia; simulação Monte Carlo; dosimetria; MCNPX; implante de silicone.

Abstract

Mammography is essential for the prevention and diagnosis of breast cancer. In this study, a scenario of a mammographic examination was simulated, using the Monte Carlo method, in order to evaluate the dose distribution in the breasts of patients with silicone gel implant, in addition to investigating preliminarily whether the presence of the implant has a negative influence in the detection of mammographic findings. It was found that there is an increase in energy deposition in breasts that have a silicone implant, however, this increment occurred in the region of the prosthesis. Although no dose increase was observed in the breast tissue, the photon beam flow was significantly disturbed due to the presence of the implant, which could lead to a decrease in the quality of the radiographic images. In the preliminary evaluation with mammographic findings, tumor masses and microcalcifications were inserted, identifying a worsening on their visualization because of the silicone implant presence.

Keywords: mammography; Monte Carlo simulation; dosimetry; MCNPX; silicone implant.

1. Introdução

O câncer de mama é o mais incidente em mulheres no mundo e representou 24,2% do total de casos novos em 2018 (1). Para o Brasil, a estimativa para cada ano do triênio 2020 - 2022 aponta que ocorrerão 66 mil casos novos de câncer de mama (2). No combate à doença, a mamografia de rastreamento - exame de rotina em mulheres sem sinais e sintomas de câncer de mama - continua sendo o exame mais indicado para a sua prevenção e diagnóstico (3,4). Contudo, há preocupação com relação à dose de radiação X recebida pelas pacientes que realizam a mamografia com periodicidade, dado que a exposição à radiação ionizante é um fator de risco para o surgimento do câncer de mama (5,6). Faz-se necessário que essa dose seja tão baixa quanto razoavelmente exequível (7,8), mantendo a qualidade da imagem para a detecção de lesões em estágios iniciais.

No caso de mulheres que possuem implante mamário, já se pressupõe um aumento na dose recebida, uma vez que o protocolo do exame contempla incidências a mais utilizando a manobra de Eklund (9).

Estudos como o de Couto *et al.* (10) e de Silva *et al.* (11) avaliaram a DGM (dose glandular média) em mamas com implante de silicone, sendo esta grandeza um dos parâmetros para estimar o risco de carcinogênese associado à exposição do órgão à radiação ionizante. Os resultados apresentados, em ambos, indicaram doses maiores na mama com a presença da prótese. No estudo de Couto *et al.* (10), por exemplo, foram avaliados dados de 2680 mamografias e a DGM foi obtida do cabeçalho DICOM das imagens armazenadas, sendo verificada uma mediana de DGM de 3,30 mGy para CC (visualização craniocaudal) e 3,31 mGy para MLO (visualização mediolateral-obliqua) com a presença do implante; já com ele deslocado posteriormente (manobra de Eklund) a mediana foi de 1,20 mGy e

1,40 mGy para visualizações CC e MLO, respectivamente.

Foram poucos os estudos encontrados em referência a esse tipo de avaliação, e, além disso, naqueles em que foi feita essa análise, como nos estudos dos autores supracitados, não se apresenta a distribuição da dose na mama quando há a presença do implante. Esse tipo de investigação é possível de ser realizada utilizando-se o método de Monte Carlo, uma vez que medições *in vivo* são muito invasivas e apresentam limitações (12). Os códigos baseados no método de Monte Carlo contribuem significativamente na Proteção Radiológica e têm sido amplamente utilizados na análise de vários problemas dosimétricos (13-15). Esses códigos são capazes de simular diferentes geometrias, por exemplo, a envolvida em exames mamográficos, sendo considerados os algoritmos de cálculo de dose mais eficazes na reprodução de várias configurações experimentais (12,14,16).

Diante disso, o objetivo deste estudo foi avaliar, por meio do método de Monte Carlo, a distribuição da deposição de energia associada à incidência mamográfica craniocaudal, tanto no tecido mamário quanto no implante. Além disso, pretendeu-se investigar preliminarmente se a presença do implante tem influência negativa na detecção de achados mamográficos.

2. Materiais e Métodos

Para a realização das simulações Monte Carlo utilizou-se o código de transporte de radiação MCNPX desenvolvido no *Los Alamos National Laboratory* – LANL. Esse código faz uso de uma configuração tridimensional arbitrária de materiais em células geométricas (17).

2.1. Construção dos cenários

O cenário principal modelado foi respectivo a um exame mamográfico com incidência craniocaudal (CC). Modelou-se uma mama comprimida em formato semicilíndrico, cuja espessura corresponde a 4 cm, com um volume total de aproximadamente 160 ml. Além da mama, uma bandeja de compressão de polimetilmetacrilato e uma tampa do suporte para a mama em fibra de carbono (0,1 mm de alumínio equivalente) completaram a configuração do cenário do exame, o qual pode ser visualizado na Figura 1, gerada através do *software* Moritz (editor/visualizador interativo de geometria para MCNP) desenvolvido pelo White Rock Science (EUA).

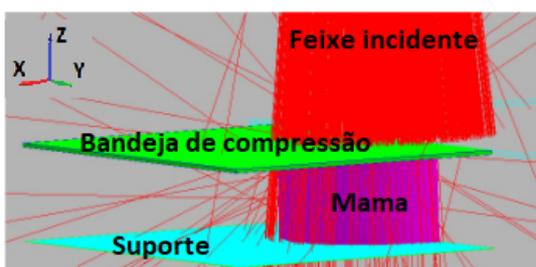


Figura 1. Cenário do exame mamográfico: mama comprimida com o feixe incidindo perpendicularmente à mesma.

A composição do volume da mama foi variada em duas configurações distintas, sendo a primeira de tecido mamário constituído, de forma homogênea, por 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo (18), mais uma espessura de pele de 0,47 cm (19); e a segunda com a adição de um implante de silicone em gel (polidimetilsiloxano) (20), concêntrico à geometria da mama, com densidade de 0,98 g/cm³ e espessura de 2 cm. Foram inseridos 84 detectores de tamanho (0,2 x 0,2 x 0,1) cm³, distribuídos em 14 diferentes posições e em seis profundidades, conforme apresentado na Figura 2. As seis profundidades em que estão distribuídos os detectores são respectivas aos valores de 0,2; 0,8; 1,5; 2,6; 3,4 e 3,9 cm.

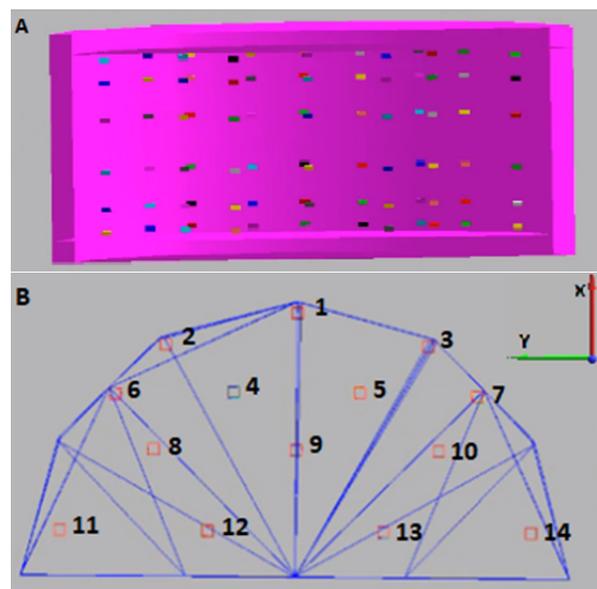


Figura 2. Geometria dos 84 detectores distribuídos em 6 profundidades do objeto simulador. A: visualização em profundidade dos detectores (plano yz); B: visualização da geometria da mama em plano xy (distribuição de 14 detectores em cada profundidade).

Na configuração com o implante, este englobou um total de dez detectores nas profundidades 1,5 e 2,6 cm, com disposição de cinco deles em cada uma destas profundidades. Essa disposição pode ser identificada na Figura 3, referente ao plano xy, na qual está inclusa a geometria da prótese mamária.

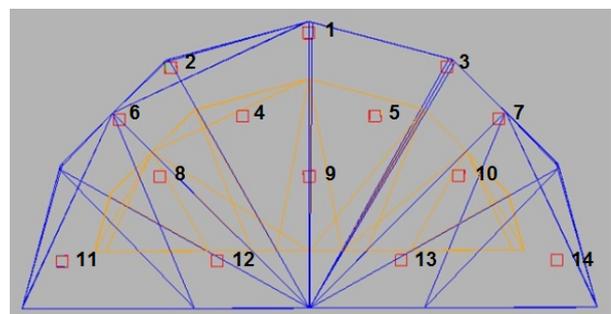


Figura 3. Visualização da geometria da mama em plano xy com a inclusão do implante de silicone.

Ainda, foi modelado um cenário no qual foram inseridos achados mamográficos, os quais foram alocados nas regiões acima, à frente e abaixo do

implante (Figura 4). Esses achados representam massas tumorais malignas, com raio de 0,4 cm e densidade de 1,114 g/cm³ (21), e microcalcificações formadas por oxalato de cálcio (22), sendo estas associadas à tumores benignos, com raio de 0,1 cm e densidade de 2,2 g/cm³.

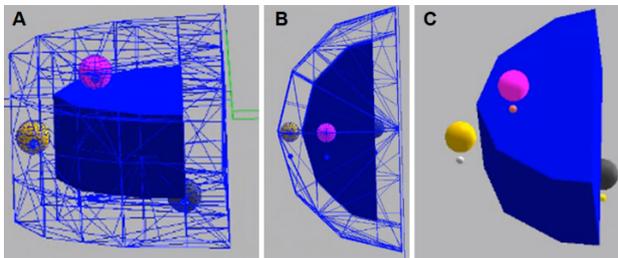


Figura 4. Achados mamográficos na geometria da mama alocados nas regiões acima, à frente e abaixo do implante. A: visão lateral; B: visão superior; C: visão do implante e dos achados, sem inclusão das malhas referentes à estrutura da mama.

A fonte foi posicionada a 65 cm da superfície do simulador da mama, com emissão do feixe de fótons na direção do eixo -Z, perpendicular ao objeto, em uma abertura de 5°. O feixe de radiação X utilizado foi obtido por meio de outro código desenvolvido pelos autores deste estudo, o qual permite uma ampla variação dos parâmetros conforme estes são desejados (23), o que é limitado nos softwares disponíveis comercialmente. Adquiriu-se um espectro de raios X de 28 kV com a combinação alvo/filtro de Mo/Mo, sendo a espessura do filtro igual a 0,03 mm (Figura 5). Definiu-se um ponto focal com raio de 0,3 mm e um ângulo anódico de 20° para essa aquisição.

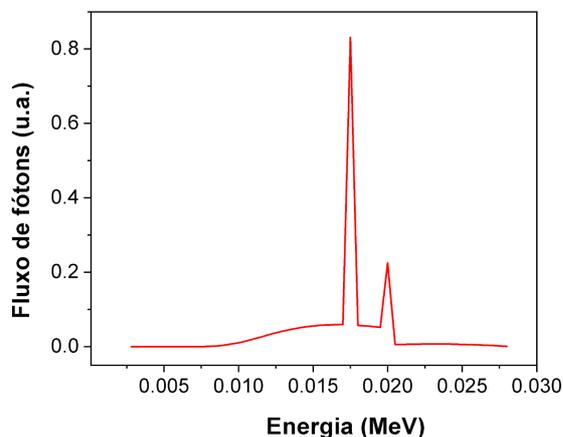


Figura 5. Espectro de 28 kV com a combinação alvo/filtro de Mo/Mo.

2.2. Simulações Monte Carlo

As simulações foram geradas em três etapas. A primeira etapa foi composta pela medição da energia depositada na mama, com e sem a presença do implante de silicone, sendo selecionada a *tally* *F8 (MeV/partícula) para as medidas de energia depositada nos 84 detectores.

A segunda etapa correspondeu ao uso da *tally* MESH do código MCNPX, a fim de verificar a distribuição tanto do fluxo de partículas quanto da dose depositada na mama com o implante. A *tally*

MESH fornece uma exibição gráfica da deposição de dose ou da fluência em uma malha artificial sobreposta à geometria do problema. Na avaliação da deposição de energia, definiram-se quatro malhas de 0,5 cm de espessura no eixo Z: acima do implante; primeira porção do implante, segunda porção do implante e abaixo dele. Além disso, foi gerada a distribuição volumétrica da fluência de fótons. Para a medida do fluxo de partículas foi usada a entrada FLUX e, para a dose depositada, a entrada PEDEP, na descrição da *tally*.

Na terceira e última etapa, com o objetivo de investigar preliminarmente se a presença do implante possui impacto negativo na detecção de achados mamográficos, foi utilizada a *tally* radiográfica, através do comando TIR5:p (detector plano), para produzir uma imagem contendo os achados adicionados. Com esta *tally*, o fluxo de fótons (MeV/cm²/partícula) foi calculado. Os dados de saída foram reconstruídos com uso das bibliotecas Numpy, OpenCV e Matplotlib do Python. Em todas as simulações foram utilizadas 1x10⁸ histórias de partículas, com vistas à obtenção de erro relativo menor que 10%.

3. Resultados e Discussão

3.1. Primeira etapa

A Tabela 1 apresenta os resultados obtidos na primeira etapa, em que foi simulada a deposição de energia na mama com o implante e sem sua presença.

Tabela 1. Média e desvio padrão das energias depositadas em cada camada de detectores da mama.

| Profundidade (cm) | Energia depositada (MeV/ partícula) | |
|-------------------|-------------------------------------|-------------------------|
| | Com implante | Sem implante |
| | Valores médios (x 1E-8) | Valores médios (x 1E-8) |
| 0,2 | 20,75 ± 0,63 | 20,80 ± 0,63 |
| 0,8 | 12,94 ± 0,50 | 13,07 ± 0,57 |
| 1,5 | 16,27 ± 14,05 | 6,52 ± 0,28 |
| 2,6 | 2,10 ± 0,37 | 2,61 ± 0,22 |
| 3,4 | 0,83 ± 0,59 | 1,42 ± 0,23 |
| 3,9 | 0,57 ± 0,39 | 0,89 ± 0,10 |
| TOTAL | 53,46 ± 14,09 | 45,31 ± 0,95 |

Fonte: O autor (2022).

Comparando-se as duas configurações, verifica-se que o total da energia depositada na mama com implante é maior que o total de energia depositada no órgão sem o implante, corroborando os resultados encontrados na literatura. No entanto, ao se analisar os valores obtidos nos detectores que abrangeram a região da prótese de silicone - profundidades 1,5 e 2,6 cm - verifica-se que a maior deposição de energia ocorreu naqueles que ficam dispostos dentro do silicone em gel em relação aos que ficam fora, nas

mesmas profundidades. Isso fica mais claro observando a Figura 6A, na qual se apresenta a deposição de energia na profundidade de 1,5 cm, sendo explicitados os valores obtidos para os 14 detectores dispostos nessa profundidade. Os números 4, 5, 8, 9 e 10 representam os cinco detectores que ficam dentro do implante.

Isso se justifica pelo fato de que, no caso da mamografia, modalidade que se utiliza de tensão relativamente baixa aplicada ao tubo de raios X, a absorção de dose é decorrente, principalmente, de interações fotoelétricas, caracterizadas pela transferência total de energia da radiação X a um único elétron orbital, que é então ejetado com uma energia cinética bem definida. Além de o efeito fotoelétrico ter relação com a energia do feixe de fótons incidentes, também possui uma dependência significativa com o número atômico efetivo do material com o qual ele está interagindo. A probabilidade de ocorrência aumenta com $(Z)^4$ e rapidamente decresce com o aumento da energia (24). Desse modo, considerando que o implante de silicone possui um número atômico efetivo maior ($Z \approx 10$) (25) que o número atômico efetivo do tecido mamário ($Z \approx 6$) (26), há maior probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico na região do implante.

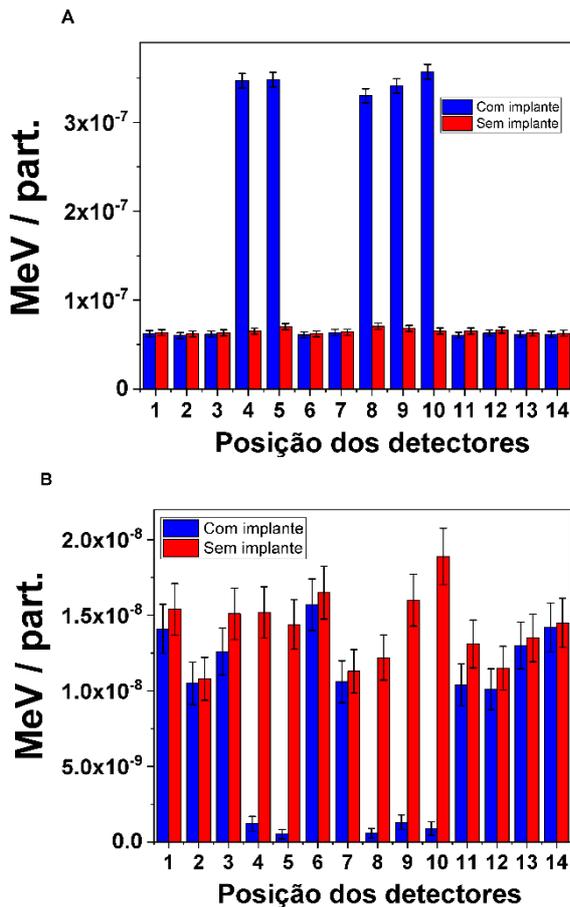


Figura 6. Energia depositada nas profundidades 1,5 (A); 3,4 (B) e 3,9 cm (C).

Como consequência desse comportamento, há também uma variação da energia depositada nas profundidades posteriores à prótese, como é apresentado nas Figuras 6B e 6C, pois na interface entre as regiões da mama e implante, ocorre uma perturbação do fluxo de fótons. Nestas profundidades (3,4 e 3,9 cm), a diferença deve-se à menor deposição de energia nos detectores 4, 5, 8, 9 e 10, que são aqueles posicionados abaixo da delimitação inferior do implante, pois na interface citada, há uma diminuição do fluxo de fótons e sua passagem pela região da prótese endurece o feixe, deixando-o mais energético, o que acarreta deposição menor de energia.

3.2. Segunda etapa

Para verificar de forma mais intuitiva a diminuição tanto do fluxo de partículas quanto da energia depositada na região abaixo do implante, utilizou-se a *tally* MESH com a entrada FLUX em todo o volume da mama, conforme mostrado na Figura 7. Para a aquisição dessa imagem utilizou-se o *software* ParaView. Nessa imagem é possível visualizar que o fluxo de fótons é muito atenuado pelo implante de silicone, o que acarreta na diminuição da energia depositada (em conjunto com o endurecimento do feixe) e nos altos valores do desvio padrão, conforme mostrado na Tabela 1.

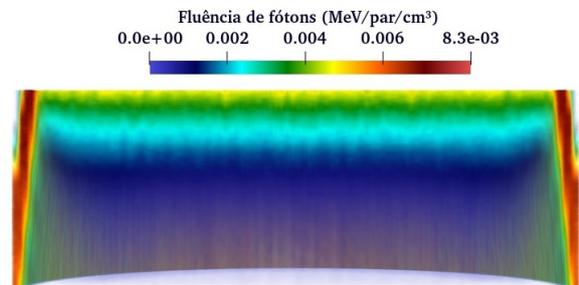


Figura 7. Fluxo de fótons volumétrico na mama. Visualização posteroanterior.

Com a *tally* MESH e uso da entrada PEDEP foi obtida a distribuição da energia depositada no tecido mamário e no implante de silicone. A partir das imagens da Figura 8, observa-se que, ao incidir na mama, o feixe deposita energia de maneira uniforme

(Figura 8A), entretanto, como discutido anteriormente e explicitado na Tabela 1 e Figura 6, ao atingir a região do implante, a deposição de energia se distingue entre as regiões da mama e prótese, com maior deposição da energia nessa última (Figuras 8B

e 8C). Ainda, na Figura 8D, são ressaltados os apontamentos sobre a diminuição do fluxo de partículas e menor deposição de energia na região abaixo do implante.

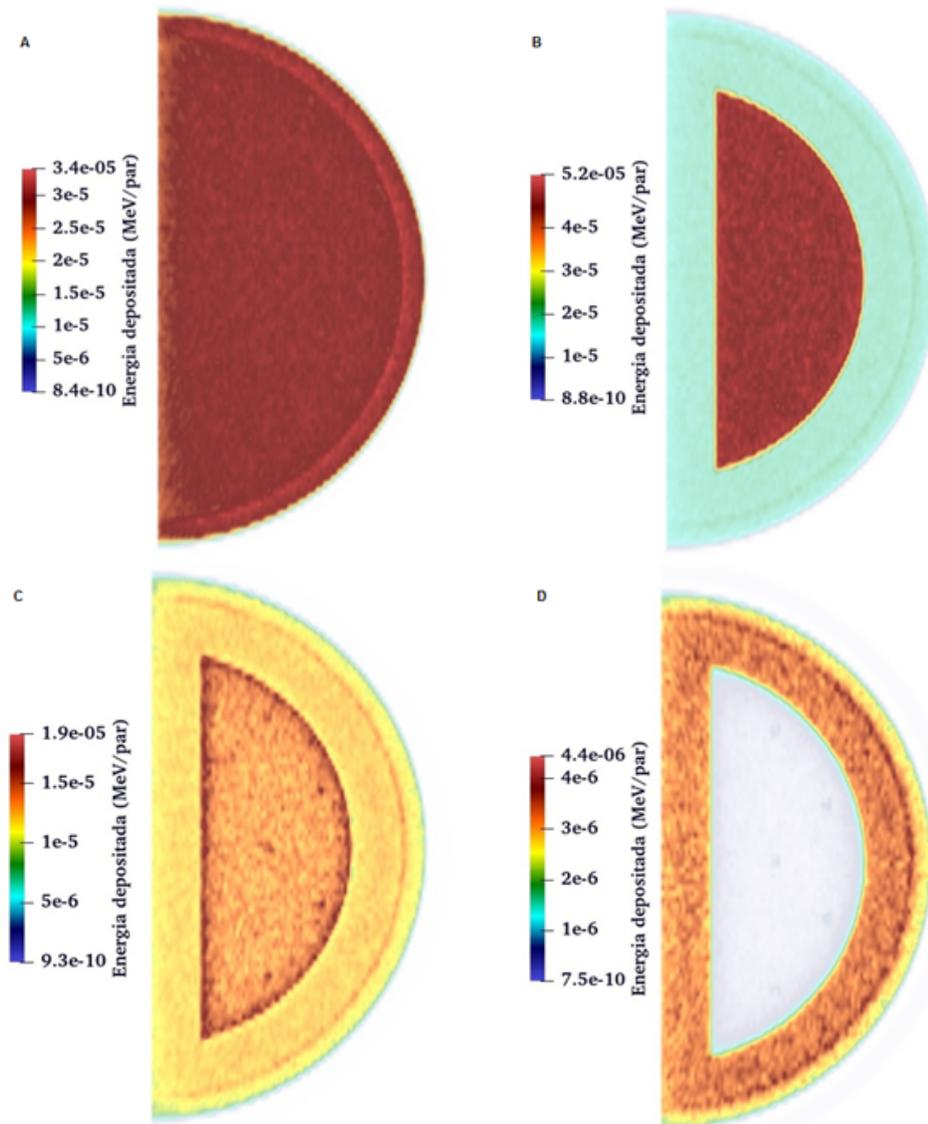


Figura 8. Distribuição da energia depositada no interior da região mamária com implante de silicone utilizando malhas de 0,5 cm de espessura no eixo Z: acima do implante (A); primeira porção do implante (B), segunda porção do implante (C) e abaixo dele (D).

3.3. Terceira etapa

De acordo com os resultados das etapas anteriores, obtidos quantitativa e qualitativamente, esperava-se que a imagem radiográfica de mamas com implante de silicone da maneira como a analisada neste estudo, fosse prejudicada. Dessa forma, foi realizada uma análise somente qualitativa dessa possível interferência por meio da *tally* TIR5:p e inserindo-se achados mamográficos típicos em regiões de interesse.

A Figura 9A apresenta a imagem da mama que contém a prótese de silicone. A posição 1 refere-se aos achados alocados à frente do implante, a posição 2, aos achados alocados acima do implante e a posição 3, aos achados posicionados abaixo dele. Em todas as posições observa-se uma maior

dificuldade para a visualização das massas tumorais, principalmente na posição 3, ao se comparar com a Figura 9B, que apresenta a imagem da mama sem implante; em tais posições identifica-se também uma provável perda de contraste das microcalcificações. Os achados abaixo do implante (posição 3) foram alocados de maneira que abrangessem a interface da prótese com o tecido mamário, sendo possível observar uma piora da visualização na porção que foi coberta pelo implante. Essa piora pode estar relacionada à perturbação do fluxo de fótons, como discutido anteriormente. Apesar dos achados mamográficos ainda serem observáveis por um avaliador treinado, a presença do implante causa uma diminuição significativa do contraste da imagem. Essa observação é passível de uma investigação mais

aprofundada, de modo que, pretende-se, futuramente, quantificar estas percepções relacionadas à redução da qualidade da imagem.

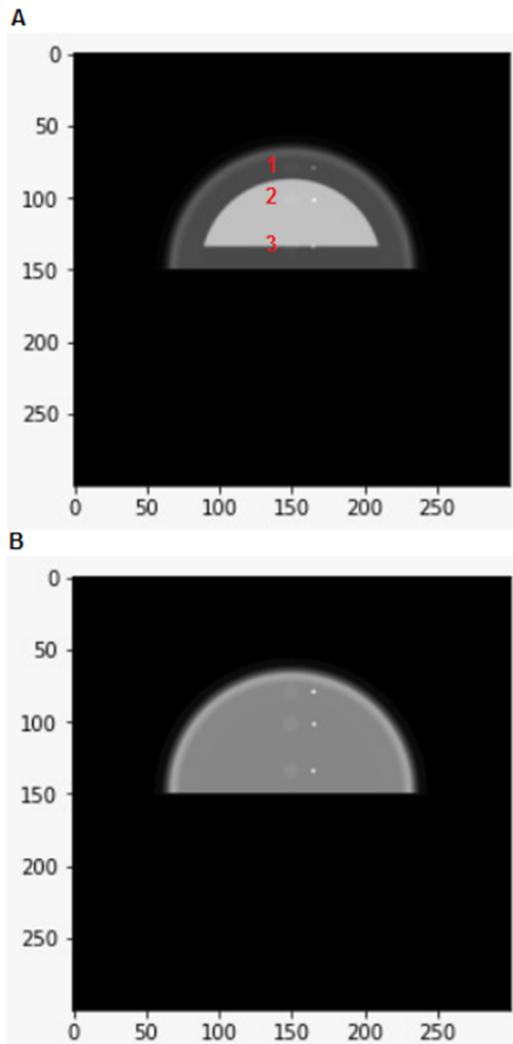


Figura 9. Imagens da mama com (A) e sem o implante (B): visualização das massas tumorais e microcalcificações.

5. Conclusões

Foi identificado, neste estudo, o aumento de dose em mamas que possuem o implante de silicone em acordo com outras referências da literatura. Contudo, verificou-se que essa deposição de energia é maior na própria região do implante em comparação ao tecido mamário. A mamografia é fundamental para a prevenção e diagnóstico de câncer de mama e este resultado poderia indicar que esses tipos de próteses não aumentam a probabilidade de câncer radioinduzido na mama; entretanto é necessário avaliar outros fatores que podem ser influenciados pela presença do implante de silicone, interferindo na qualidade das imagens e acarretando no aumento da dose final recebida pelas pacientes em razão da necessidade de um número maior de incidências.

Na análise preliminar feita neste estudo, verificou-se que a presença do implante pode diminuir a visibilidade de achados mamográficos, implicando em possíveis erros de diagnóstico. Essa análise merece uma atenção maior, com uma avaliação quantitativa dessa interferência e considerando

outras configurações de feixe (energia e combinação alvo/filtro) e incidência, como a mediolateral-obliqua. Além disso, não se sabe a consequência que a deposição de dose no material do implante pode gerar em sua estrutura e, por conseguinte, o efeito disso para a saúde das pacientes.

Ainda, a deposição de dose em outros órgãos devido ao espalhamento do feixe na prótese mamária coloca-se como uma investigação pertinente a ser realizada.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela bolsa de Produtividade em Pesquisa 309675/2021-9 (W.S.S.).

Referências

1. Bray F. et al. Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J Clin*, Hoboken, v. 68, n. 6, p. 394-424, Nov. 2018.
2. INCA/Ministério da Saúde. Estimativa 2020: incidência do câncer no Brasil. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva – Rio de Janeiro: 2019.
3. International Agency for Research on Cancer (IARC). Breast cancer screening. volume 15. Lion, 2016. Disponível em: <<https://publications.iarc.fr/Book-And-Report-Series/Iarc-Handbooks-Of-Cancer-Prevention/Breast-Cancer-Screening-2016>>. Acesso em 15 nov. 2021.
4. INCA/Ministério da Saúde. Diretrizes para a detecção precoce do câncer de mama no Brasil/ Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva – Rio de Janeiro: 2015.
5. Adami H, Hunter D, Trichopoulos, D. (Ed.). *Textbook of cancer epidemiology*. 2a. ed. Oxford: Oxford University Press, 2008.
6. Bernardes NB. et al. Câncer de mama x diagnóstico. *Id on Line Rev Psic*. V.13, N. 44, p. 877-885, 2019 - ISSN 1981-1179.
7. ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP*. 2007;37(2-4):1-332.
8. Norma CNEN - NN. 3.01. Diretrizes básicas de proteção radiológica e respectivas posições regulatórias. 2014.
9. Eklund GW, Busby RC, Miller SH, Job JS. Improved imaging of the augmented breast. *AJR Am J Roentgenol*. 1988 Sep;151(3):469-73.
10. Couto LS, Freitas-Junior R, Correa RS, Peixoto JE. et al. Mean glandular dose in digital mammography in women with breast implants. *J Radiol Prot*. 2019. 39(2):498-510.
11. Silva ACF, Santos JC. et al. Coeficientes de conversão do kerma no ar incidente para a dose glandular média em mamografia de mulheres com implantes mamários: estudo preliminar. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2019; 13(2):25-29.
12. Massera RT, Tomal A. Mamografia digital: estudos dosimétricos e de qualidade da imagem por simulação monte carlo. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2019;13(1):154-161.
13. Rogers DW. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Phys Med Biol*. 2006 Jul 7;51(13):R287-301
14. Yoriyaz H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em física médica. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009;3(1):141-9.
15. Salehi Z. et al. A review of the recent monte carlo (MC) simulation for dosimetry in mammographic applications. *Mal J Med Health Sci* 14(SUPP1): 76-81, Dec 2018.
16. Wu X, Barnes GT, Tucker DM. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology*. 1991;179(1):143-8.
17. Pelowitz DB. MCNPX User's Manual Version 2.7.0. Los Alamos, LANL, 2011.
18. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Report 44: Tissue substitutes in radiation dosimetry. Washington, 1989.
19. Oltulu P, Ince B, Kokbudak, N. Findik S, Kilinc F. Measurement of epidermis, dermis, and total skin thicknesses from six

- different body regions with a new ethical histometric technique. Turk J Plast Surg 2018;26:56-61.
20. Uushona VN. The effect of silicone gel breast prosthesis on the electron beam dose distribution. Master dissertation. Faculty of Health Sciences, University of Limpopo, South Africa. 2009.
 21. Massoud E, Nassef MH. Dose reduction during breast screening using monte carlo calculation. Arab Journal of Nuclear Science and Applications, 50 (1), (232-238) 2017.
 22. Viana RS, Yoriyaz H. NSECT applied to the assessment of calcium deposition due to the presence of microcalcifications associated with breast cancer. International Conference on Medical Physics, April 17-20, 2011, Porto Alegre, Brazil.
 23. Consatti KCW, Santos WS, Valença JVB, Yoshizumi MT. Study of different parameters in the simulation of diagnostic x-ray spectra using the mcnp code. In: First Latin-American Congress on Solid Dosimetry and Radiation Measurements, 2021, Online Meeting. Proceedings Book. ISBN: 2319-0087. Disponível em: https://grupodoin.com/evento_1/abstract.htm.
 24. Yoshimura EM. Física das radiações: interação da radiação com a matéria. Revista Brasileira de Física Médica. 2009;3(1):57-67.
 25. Daskalaki A, Bliznakova K, Pallikarakis N. Evaluation of the effect of silicone breast inserts on X-ray mammography and breast tomosynthesis images: A Monte Carlo simulation study. Phys Med. 2016 Feb;32(2):353-61.
 26. Shivaramu. Effective atomic numbers for photon energy absorption and photon attenuation of tissues from human organs. Med Dosim. 2002 Spring;27(1):1-9.

Contato:

Karin Cristina Wink Consatti
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre
Rua Sarmento Leite, 245, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil - CEP 90050-170
k.consatti@gmail.com