

Avaliação do Perfil de Espalhamento da Radiação em Mamografia Digital Utilizando Simulações Monte Carlo

Evaluation of the Scattering Profile of Radiation in Digital Mammography Using Monte Carlo Simulations

Thamye D. M. Santos¹, Wallifer R. de Lima², Fernando K. S. Garcia²,
Diego M. da Cunha²

¹Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica (PPGEB/FEELT), Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

²Instituto de Física (INFIS), Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

Resumo

No processo de formação da imagem em Mamografia, a radiação espalhada que atinge o receptor resulta em uma degradação na qualidade e resolução da imagem final, comprometendo o diagnóstico. Compreender o padrão de distribuição da radiação espalhada é essencial para o desenvolvimento e aprimoramento de técnicas de processamento que visam a correção da imagem mamográfica. Neste estudo, foram empregadas simulações Monte Carlo para mapear a distribuição da radiação espalhada em mamografia digital, considerando mamas com espessura variando de 2 a 8 cm, e potenciais de tubo variando entre 24 e 32 kV. Com os resultados obtidos nas simulações, foi possível estimar a razão espalhamento/primário (*SPR*) e a extensão radial média (*k*) da distribuição da radiação espalhada. Os resultados indicam que mamas mais espessas geram uma maior deposição de radiação espalhada sobre o receptor de imagem, assim como, tais mamas apresentam curva de espalhamento que decai ao longo da distância radial de forma menos acentuada que mamas mais finas. Tanto os valores de *SPR* quanto os de *k* apresentam comportamento crescente com a espessura da mama. Desse modo, constata-se que a espessura da mama é o fator que mais contribui para a mudança do perfil da radiação espalhada, sendo as mamas mais espessas as mais afetadas pelo espalhamento. Os resultados alcançados podem ser úteis para o desenvolvimento de novas técnicas de correção de imagem, visando melhorar os diagnósticos utilizando mamografia.

Palavras-chave: Mamografia, Espalhamento, Monte Carlo.

Abstract

In the process of image formation in mammography, scattered radiation reaching the receptor results in degradation of the final image quality and resolution, compromising diagnosis. Understanding the distribution pattern of scattered radiation is crucial for the development and enhancement of processing techniques aimed at correcting mammographic images. In this study, Monte Carlo simulations were employed to map the distribution of scattered radiation in digital mammography, considering breast thicknesses ranging from 2 to 8 cm and tube potentials ranging from 24 to 32 kV. With the results obtained from the simulations, it was possible to estimate the scatter-to-primary ratio (SPR) and mean radial extension (k) of the scatter profile. The results indicate that thicker breasts generate greater deposition of scattered radiation on the image receptor, and such breasts exhibit a scattering curve that decays along the radial distance less steeply than thinner breasts. Both SPR and k values show increasing behavior with breast thickness. Thus, it is observed that breast thickness is the factor that most contributes to changing the scattered radiation profile, with thicker breasts being most affected by scattering. These findings may be useful for the development of new image correction techniques aimed at improving diagnostics using mammography.

Keywords: Mammography, Scattering, Monte Carlo.

1. Introdução

O câncer de mama é um dos tipos de cânceres que mais acomete mulheres em todo mundo e sua probabilidade de ocorrência aumenta com a idade, principalmente após os 50 anos. As taxas de mortalidade nas regiões brasileiras apresentam uma tendência crescente ao longo das últimas décadas (1). Segundo o INCA – Instituto Nacional do Câncer -, 73610 novos casos foram estimados para cada ano entre 2023 e 2025, o que representa uma taxa ajustada (pela população mundial padrão) de incidência de 41,89 casos a cada 100 mil mulheres (2).

A mamografia é o exame de imagem mais indicado para o diagnóstico precoce de possíveis doenças da mama, o que aumenta as chances de tratamento bem-sucedido e probabilidade de cura (3). O

mamógrafo é um tipo especial de aparelho de raios X, que utiliza radiação de baixa energia para acentuar o contraste, e a formação da imagem é baseada nas diferenças entre os coeficientes de atenuação dos tecidos que compõem a mama, que são glandulares e adiposos, e suas espessuras.

À medida que o feixe de raios X atravessa a mama, ele pode interagir com o tecido por meio do espalhamento Rayleigh, efeito fotoelétrico e espalhamento Compton. No espalhamento Rayleigh, o fóton interage com o meio e sofre uma mudança de direção sem transferir energia. No efeito fotoelétrico, ocorre a absorção do fóton, transferindo toda a sua energia no tecido, e é o efeito responsável pela formação da imagem. Já no espalhamento Compton ocorre a transferência parcial da energia do fóton. A radiação espalhada gera um sinal que é detectado

em um local diferente da origem, o que prejudica o contraste e resolução da imagem, dificultando o diagnóstico (3).

É possível diminuir a intensidade da radiação espalhada no receptor de imagem mediante o uso de grades antiespalhamento, as quais reduzem, de forma física, a porção de transmissão do feixe espalhado. Contudo, seu uso não resolve o problema de forma plena, pois tais grades reduzem uma parcela do feixe primário e ainda permitem a transmissão de parte do feixe espalhado. Com o advento da mamografia digital e seu aprimoramento, diversas pesquisas apontam para a possibilidade de remoção da radiação espalhada através da aplicação de pós-processamentos na imagem, fazendo o uso de filtros embasados em algoritmos de deconvolução e estimativa do sinal primário (4,5).

Para que tais filtros sejam desenvolvidos e otimizados, é preciso caracterizar o perfil da radiação espalhada sobre o receptor de imagem, a partir da obtenção de parâmetros que quantificam o espalhamento, tais como a razão espalhamento/primário, *SPR*, que apresenta a fração da energia da radiação espalhada e a energia do feixe primário, como também, a extensão radial média, *k*, que avalia a distribuição espacial do espalhamento em função da distância radial a partir do feixe primário. Tais parâmetros são de suma importância para a elaboração de filtros de deconvolução, que podem contribuir para o aprimoramento da imagem em mamografia (6). Neste trabalho, foi utilizado o método de simulação computacional Monte Carlo para analisar o perfil espacial da radiação espalhada sobre o receptor de imagem em mamografia digital, com o intuito de se obter os parâmetros *SPR* e *k*.

2. Materiais e Métodos

Para o estudo proposto foi aplicado o método de simulação Monte Carlo por meio do código PENELOPE – *Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons* -, que simula os diferentes mecanismos de interação de fótons e elétrons ao penetrarem materiais heterogêneos sendo aplicado para energias de poucos eV à 1GeV (7). Para a execução do código, foi utilizado um dos programas principais do PENELOPE, o *pencl*, que simula o transporte de partículas em geometrias cilíndricas compostas por multicamadas de espessuras previamente definidas.

A estrutura geométrica do mamógrafo simulado era constituída por receptor de imagem de lodeto de Césio com espessura de 150 μm , suporte da mama composto por fibra de carbono de 1.2 mm, o qual se localizava a 1 cm de distância do receptor. A bandeja de compressão consistia em uma camada de 2 mm de policarbonato (8). Foi considerada uma fonte de feixe polienergético com anodo de Tungstênio (W) e filtro de 50 μm de Ródio (Rh), que se encontrava a uma distância de 60 cm do receptor de imagem, e o potencial do tubo variando de 24-32kV. A mama era

composta por duas camadas externas, superior e inferior, de composição 100% adiposa, as quais limitavam o tecido interno de composição mista homogênea 50% glandular e 50% adiposo. A espessura das camadas externas adiposas da mama utilizadas variou, sendo que para as mamas de 2, 4 e 6 cm, foram utilizadas duas camadas de 0,5 cm cada de tecido adiposo, com 1, 3 e 5 cm de tecido misto respectivamente, já para a mama de 8 cm, havia duas camadas adiposas de 0,8 cm cada, com 6,4 cm de tecido misto (8).

Com o intuito de avaliar o comportamento da radiação espalhada o receptor de imagem foi dividido em dois, de modo que a parcela que captava o feixe primário estava separada daquela que detectava o feixe espalhado, e estas duas partes se distavam em 5 cm por meio de uma camada de ar entre elas. O receptor voltado para a radiação espalhada foi dividido em anéis concêntricos, conforme mostra a figura 1, e o raio de cada anel variava em incrementos de 0,01 cm até 10 cm de raio. A partir da simulação, foi computada a dose de radiação absorvida em cada anel, $D(r)$, em função da distância radial r a partir da origem. A estrutura geométrica simulada é mostrada na figura 1.

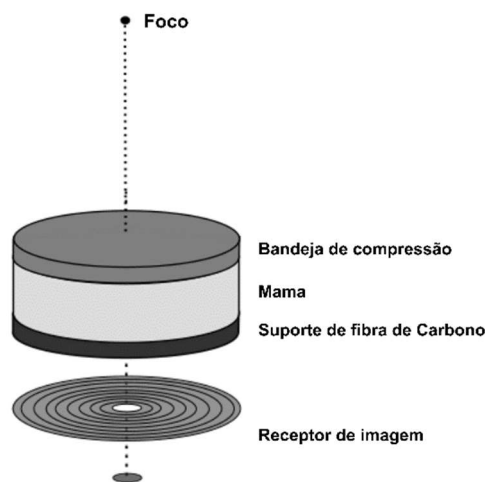


Figura 1 – Geometria do mamógrafo simulado no PENELOPE, considerando um feixe estreito polienergético emitido por uma fonte a 60 cm de distância do receptor de imagem.

Fonte: O autor (2024).

Por meio dos resultados encontrados para a distribuição $D(r)$, diferentes parâmetros que descrevem e caracterizam o perfil de espalhamento puderam ser calculados. Nesse caso, foram obtidas a razão entre espalhamento e primário *SPR*, e a extensão radial média, *k*. A *SPR* foi calculada por meio da razão da energia total da radiação espalhada depositada no receptor e a energia do feixe primário. Já o parâmetro *k*, foi obtido através da parametrização da curva $D(r)$, empregando o método dos mínimos quadrados não linear por meio do MATLAB®, utilizando a equação 1, na qual r é a distância radial e k , a extensão radial média.

$$y = ae^{-r/k} \quad (1)$$

3. Resultados

O gráfico 1 mostra o comportamento da dose de radiação espalhada depositada no detector, $D(r)$, em função da distância radial r , para o potencial do tubo em 28 kV e mamas de diferentes espessuras.

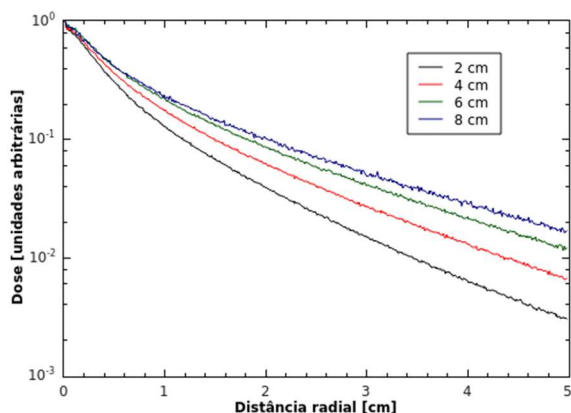


Gráfico 1 – Perfil da dose espalhada $D(r)$, em função da distância radial r . Fonte: O autor (2024)

Os gráficos 2 e 3 apresentam os parâmetros SPR e k , respectivamente, considerando a espessura da mama variando de 2 a 8 cm e potencial do tubo variando de 24 a 32kV.

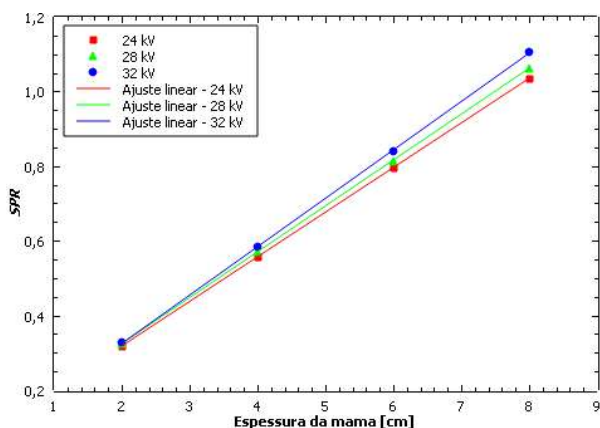


Gráfico 2 - SPR em função da espessura da mama para diferentes valores de potencial do tubo e espessura de mama. Fonte: O autor (2024)

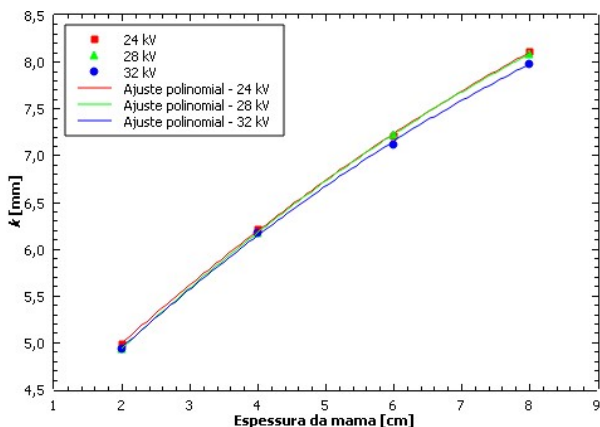


Gráfico 3 – Valores de k em função da espessura da mama para diferentes valores de potencial do tubo e espessura de mama. Fonte: O autor (2024)

4. Discussão

O gráfico 1 mostra a distribuição de $D(r)$ em função da distância radial r no receptor de imagem, as curvas foram normalizadas com o intuito de se obter uma compreensão mais precisa do comportamento em questão. É possível observar que a deposição de dose no receptor de imagem tem um comportamento crescente com a espessura da mama, isto é, mamas mais espessas causam uma maior deposição de radiação espalhada sobre o receptor de imagem. Assim como, tais mamas também apresentam uma curva que decai ao longo da distância radial de maneira mais suave que mamas mais finas.

Esse fenômeno é explicado pelos modos de interação da radiação com o meio, pois a radiação pode interagir com os tecidos mamários e ser absorvida por efeito fotoelétrico e, conseqüentemente, não ser captada no detector, assim como, pode sofrer espalhamento e gerar um feixe espalhado que será detectado no receptor diminuindo o contraste e resolução da imagem formada. Em mamas mais espessas há uma maior quantidade de tecido disponível para a ocorrência de tais efeitos, tanto de absorção quanto de espalhamento, permitindo a ocorrência de espalhamentos múltiplos que causa uma distribuição mais larga da radiação espalhada. Já em mamas mais finas, há menos matéria para interagir, logo diminui-se a probabilidade de ocorrência de espalhamentos múltiplos e uma maior parte do feixe de radiação primário chega ao receptor de imagem, o que justifica a curva diminuir de forma mais acentuada ao longo da distância radial.

O gráfico 2 apresenta o comportamento da razão espalhamento/primário, SPR , para as mamas de 2, 4, 6 e 8 cm considerando três potenciais do tubo diferentes, 24, 28 e 32 kV. É possível observar que tal parâmetro apresenta comportamento crescente e linear para tais condições, ou seja, a fração da dose de radiação espalhada, a partir do feixe primário detectado, demonstra ser mais significativa para mamas mais espessas, que possuem maior volume para a ocorrência de eventos de espalhamento. É possível observar também que as mamas de 8 cm apresentam SPR maior que 1, apontando que a parcela da radiação espalhada que chega ao receptor, é maior que o feixe primário. Tais resultados são corroborados por resultados previamente observados por outros autores na literatura (6).

O gráfico 3 ilustra o comportamento da extensão radial média do espalhamento, k , considerando as mesmas condições apresentadas no gráfico 2. Nesse caso, também é possível observar um comportamento crescente com o aumento da espessura da mama. Portanto, para mamas de maior espessura uma maior parcela da radiação é espalhada radialmente para pontos mais afastados do feixe primário. Isso ocorre porque à medida que os fótons espalhados percorrem um caminho linear mais longo, atravessam também um maior caminho radial,

causando o aumento de k com a espessura da mama (9).

5. Conclusões

Neste trabalho foi possível determinar e analisar o comportamento da radiação espalhada pela mama de diferentes espessuras e , com isso, estimar os parâmetros que caracterizam este espalhamento, para diferentes potenciais do tubo. Com os parâmetros SPR e k , foi possível observar que a parcela da energia da radiação espalhada relativa ao feixe primário apresenta comportamento crescente com a espessura da mama, indicando que este é o fator que mais contribui para a mudança de comportamento da radiação espalhada, mostrando que mamas mais espessas são submetidas aos maiores problemas deletérios do espalhamento na formação da imagem, ou seja, a resolução e qualidade da imagem de tais mamas é menor. Os resultados obtidos poderão ser empregados no desenvolvimento de filtros de correção do espalhamento na imagem baseados em deconvolução, para que assim os resultados obtidos com a mamografia sejam ainda melhores no sentido de prevenção, diagnóstico e prognóstico do câncer de mama.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG – Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais -, pelo apoio financeiro em pesquisa.

Referências

1. Instituto Nacional De Câncer José Alencar Gomes Da Silva. Estimativa 2023: incidência do Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2022. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/ptbr/assuntos/cancer/numeros/estimativa>
2. Santos M de O, Lima FC da S de, Martins LFL, Oliveira JFP, Almeida LM de, Cancela M de C. Estimativa de Incidência de Câncer no Brasil, 2023-2025. Rev. Bras. Cancerol. [Internet]. 6º de fevereiro de 2023 [citado 19º de março de 2024];69(1):e-213700. Disponível em: <https://rbc.inca.gov.br/index.php/revista/article/view/3700>
3. Gonzalez Trotter DE, Tkaczyk JE, Kaufhold J, Claus BEH, Eberhard JW. Thickness-dependent scatter correction algorithm for digital mammography. Em: Antonuk LE, Yaffe MJ, organizadores. Medical Imaging 2002: Physics of Medical Imaging. SPIE; 2002.
4. Fieselmann A, Fischer D, Hilal G, Dennerlein F, Mertelmeier T, Uhlenbrock D. Full-field digital mammography with grid-less acquisition and software-based scatter correction: investigation of dose saving and image quality. Em: Nishikawa RM, Whiting BR, organizadores. Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging. SPIE; 2013.
5. Marimón E, Nait-Charif H, Khan A, Marsden PA, Diaz O. Scatter reduction for grid-less mammography using the convolution-based image post-processing technique. Em: Flohr TG, Lo JY, Gilat Schmidt T, organizadores. Medical Imaging 2017: Physics of Medical Imaging. SPIE; 2017.
6. Salvagnini E, Bosmans H, Struelens L, Marshall NW. Quantification of scattered radiation in projection mammography: Four practical methods compared. Med Phys [Internet]. 2012;39(6Part1):3167–80. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1118/1.4711754>.
7. PENELOPE-2014 A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport [Internet]. Nuclear Energy Agency (NEA). 2020 [citado 26 de março de 2024]. Disponível em: http://www.oecd-nea.org/jcms/pl_19590/penelope-2014-a-code-system-for-monte-carlo-simulation-of-electron-and-photon-transport?details=true
8. Dance DR, Thilander AK, Sandborg M, Skinner CL, Castellano IA, Carlsson GA. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. Br J Radiol [Internet]. 2000;73(874):1056–67. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1259/bjr.73.874.11271898>
9. Díaz Montesdeoca O. Scattered radiation in projection X-ray mammography and digital breast tomosynthesis [Internet]. University of Surrey; 2013. Disponível em: http://eia.udg.edu/~oliverdiaz/ODiaz_thesis2013.pdf.

Contato:

Thamye Dias Martins Santos
Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121 – Santa Mônica,
Uberlândia – MG, 38408-100
E-mail: thamye.santos@ufu.br