

Mamografia digital: estudos dosimétricos e de qualidade da imagem por simulação Monte Carlo

Digital mammography: dosimetry and image quality studies by Monte Carlo simulations

Rodrigo T. Massera¹ , Alessandra Tomal¹ 

¹Departamento de Física Aplicada, Instituto de Física “Gleb Wataghin”, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

Resumo

Por meio do código Monte Carlo (MC) modificado PENELOPE (v. 2014) + penEasy (v. 2015), a contribuição do corpo do paciente na dose glandular média (DGM), além da contribuição dos fótons por tipos de interação e da geração da partícula, foi estudada. Diferentes métodos de ponderação da DGM foram comparados. A razão contraste-ruído (CNR) foi quantificada para diferentes tamanhos e tipos de lesões (calcificação e tumor), na ausência e presença de grades antiespalhamento (ideal, linear e celular). Em mamografia, o corpo do paciente contribui com menos de 1% para o aumento da DGM. O efeito fotoelétrico é a interação que mais contribui para a DGM (até aproximadamente 50 keV), enquanto a contribuição da radiação espalhada aumenta com a energia e espessura da mama. Ponderar a DGM de maneira retrospectiva pode subestimar em até 6%, para mamas espessas e de baixa glandularidade em 60 keV, sendo negligenciável em mamografia digital. A CNR pode ser superestimada em até 27(2)% na ausência de grade, dependendo da área da lesão, indicando que seu tamanho deve ser considerado nos estudos de qualidade da imagem.

Palavras-chave: Mamografia Digital; Simulação por Computador; Dosimetria.

Abstract

By using the modified Monte Carlo code PENELOPE (v. 2014) + penEasy (v. 2015), the patient body contribution to the mean glandular dose (MGD) was studied, in addition to the photon contribution by interaction type, and particle generation. Different MGD weighting methods were compared. The contrast-to-noise ratio (CNR) was quantified for different lesion types (calcification and tumor) and sizes, in the absence and presence of antiscatter grids (ideal, linear and cellular). In mammography, the patient body contributes less than 1% for the MGD increase. The photoelectric effect is the main interaction for the MGD contribution for energies lesser than 50 keV, meanwhile the scattered radiation contribution increases with energy and breast thickness. The retrospective weighting method could underestimate the MGD up to 6% for thick and low glandular breasts in 60 keV, being negligible in digital mammography. The CNR could be overestimated up to 27(2)% without the grid, depending on the lesion area, indicating that its size should be considered in image quality studies.

Keywords: Digital Mammography; Computer Simulation; Dosimetry.

1. Introdução

O câncer de mama tem elevada incidência entre as mulheres no Brasil¹ e no mundo², sendo a mamografia a técnica de imageamento mais utilizada em programas de rastreamento populacional³. Apesar de seu uso benéfico comprovado³, a mamografia expõe mulheres periodicamente à radiação ionizante, gerando risco de carcinogênese⁴. Dessa forma, há necessidade de estudos dosimétricos, para avaliar a exposição à radiação, e de qualidade da imagem, para avaliar a detectabilidade de lesões.

Por conta do grande número de parâmetros envolvidos e, em alguns casos, à impossibilidade de se obter grandezas experimentalmente, o método Monte Carlo (MC) tem sido empregado⁴⁻⁷. Nesse método, o transporte de fótons na matéria é simulado considerando as possíveis interações da radiação com a matéria (na faixa de energia em mamografia: espalhamento coerente, incoerente e efeito fotoelétrico). Apesar de ser um fenômeno estocástico, ao simular uma quantidade suficientemente grande de histórias, obtém-se o valor esperado de grandezas de interesse⁵. Por se tratar de um modelo computacional, os resultados obtidos pelas

Autora correspondente: Alessandra Tomal – Instituto de Física “Gleb Wataghin” – Universidade Estadual de Campinas – Rua Sérgio Buarque de Holanda, 777 – Cidade Universitária Zeferino Vaz Barão Geraldo – CEP: 13083-859 – Campinas (SP), Brasil – E-mail: atomal@ifi.unicamp.br

simulações estão sujeitos a variações na geometria e nos processos físicos considerados, fatores amplamente estudados pela literatura^{4,8-10}.

Em dosimetria, a simulação MC é utilizada no estudo da energia depositada na mama e no cálculo da dose glandular média (do inglês *mean glandular dose*, DGM), grandeza utilizada na estimativa de risco associada a exposição da mama a radiação ionizante⁴. Além das características da mama e do espectro de raios X incidente^{4,5}, estudos recentes indicam que diversos fatores afetam os valores de DGM, como a inclusão de bandejas de compressão e suporte⁹, o modelo de pele e sua espessura^{9,11-13}, assim como o método empregado no cálculo da DGM^{8,10}.

Em qualidade da imagem, estudos prévios investigaram se a inclusão ou não de grades antiespalhamento é benéfica^{7,14}, além de sua performance para diferentes detectores⁷. Também se estudou a qualidade da imagem para diversos tipos^{15,16} e tamanhos de lesões¹⁷.

Com um grande número de variáveis, a mamografia digital tem amplo espaço para a pesquisa. Este estudo tem como objetivo utilizar um código MC devidamente validado para aprofundar e complementar estudos prévios em dosimetria e qualidade da imagem. Com este intuito, foi analisada a deposição de energia para diferentes características da mama, além da contribuição da radiação espalhada do corpo do paciente. Também foram estudados diferentes tipos e tamanhos de lesões e grades antiespalhamento para verificar seu impacto na qualidade da imagem.

2. Materiais e Métodos

Nas simulações, o código MC PENELOPE (versão 2014) com o programa *main* penEasy (versão 2015) foi utilizado^{18,19}. O código foi modificado, acrescentando funcionalidades específicas para os estudos dosimétricos e de qualidade da imagem em mamografia, que serão descritas a seguir. Foram utilizados os computadores: AMD Ryzen 1700X @ 3,4 GHz (8/16 núcleos/*threads*) 16 GB RAM, AMD Ryzen 2700 @ 3,2 GHz (8/16) 16 GB RAM e Intel Core i7 7700 @ 3,6 GHz (4/8) e 16 GB RAM. O número de histórias simuladas variou de 10^6 a 10^{10} , com velocidade média de 10^5 histórias/s. Apenas fótons foram considerados, com uma energia de corte de 1 keV, enquanto os elétrons foram absorvidos localmente. O método da batelada foi utilizado na obtenção dos resultados, em que a média e o desvio padrão foram calculados para 4 a 6 simulações idênticas e independentes^{20,21}. Um *script* escrito em *Python* (v. 3.6) permitiu a automação da geração dos dados de entrada e coleta dos resultados. Para a dosimetria, o coeficiente de variação da DGM foi inferior a 0,6%, enquanto para a qualidade da imagem, o coeficiente de variação da razão contraste-ruído (CNR) foi inferior a 9%, com média de 2%.

2.1. Geometria

A geometria empregada representa um exame mamográfico na posição crânio caudal (Figura 1). O modelo geométrico

consiste em uma fonte isotrópica pontual, localizada a 66 cm da superfície do detector, tal que o feixe de raios X está colimado com os quatro vértices do detector formando um campo de $26 \times 14 \text{ cm}^2$. Adicionalmente, há bandejas de compressão e suporte (acrílico, 2 mm de espessura) da mesma dimensão do campo. A mama é posicionada entre as bandejas, sendo modelada como um semicilindro de raio 10 cm⁶ e espessuras variando entre 2 e 9 cm. Um bloco ($30 \times 17 \times 30 \text{ cm}^3$) de água representa o corpo do paciente²², sua composição também foi variada entre ar, acrílico e tecido mole para verificar o impacto no espalhamento da radiação incidente. O detector encontra-se a 1,5 cm abaixo da superfície inferior da mama, composto de selênio amorfo (0,25 mm de espessura¹⁵). Entre a bandeja de suporte e o detector há a grade antiespalhamento. Nos estudos de dosimetria da mama, o detector e a grade foram substituídos por ar.

A mama é composta por uma mistura homogênea entre tecido glandular e adiposo, sendo a sua glandularidade (f_g) definida pela fração de massa de tecido glandular. A glandularidade foi variada entre 0,01 e 0,7 no estudo dosimétrico. Para a qualidade da imagem, a glandularidade foi fixada em 0,2^{22,23}. A mistura homogênea está envolvida por uma camada de pele de espessura igual a 1,45 mm^{24,25}, exceto na área de contato entre a mistura homogênea da mama e o corpo (Figura 2).

Nos estudos da qualidade da imagem, foram adicionados uma lesão (de seção quadrada) no interior da mama, na metade da espessura da mama (Z), e duas regiões de interesse (do inglês *regions of interest*, ROIs) no detector: uma na sombra da lesão e outra representando o tecido sadio, com o mesmo formato da lesão conforme ilustrado na Figura 2.

As ROIs estão simetricamente dispostas em relação à mama (eixos X, Y) para compensar o efeito de divergência

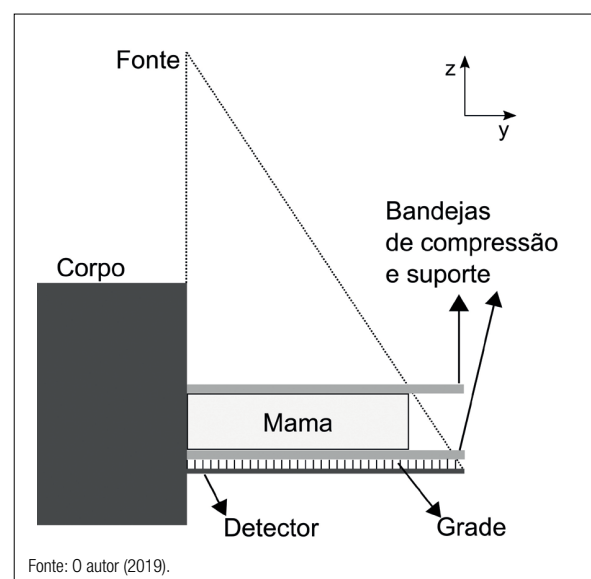


Figura 1. Geometria utilizada nas simulações.

do feixe e o perfil de espalhamento da radiação provindo da mama. Dois tipos de lesão foram considerados: calcificação (hidróxido de apatita¹⁶, $\rho = 3,3 \text{ g/cm}^3$, espessura = 0,2 mm) e tumor (tecido glandular¹⁶, $\rho = 1,04 \text{ g/cm}^3$, espessura = 5 mm). A área seccional das ROIs foi variada, com valores iguais a 0,25; 0,56; 1; 4 e 9 cm^2 . A área seccional das lesões acompanhou a área das ROIs, porém com incremento constante (de 0,4 cm nos lados) para compensar a divergência do feixe. Posteriormente, a área das ROIs foi fixada em 1 cm^2 e a espessura das lesões variou entre 50, 75, 100, 150 e 200% de sua espessura original (0,2 mm para calcificação e 5 mm para o tumor).

Dois tipos de grade foram estudados: linear e celular. A grade linear tem frequência de 32 linhas/cm, com uma razão da grade de 5:1 (altura de 1,5 mm), as tiras são compostas de chumbo e o interespaço de acrílico⁷. A grade celular tem 15 células/cm, com a razão da grade 3,8:1 (altura de 2,4 mm), as células são compostas de cobre e preenchidas por ar⁷. As grades têm uma cobertura de 1 mm de acrílico. Um método analítico²⁶ foi implementado e validado para o cálculo da transmissão dos fótons pela grade em função de sua energia e de seu ângulo de incidência. Adicionalmente, foram estudados os casos sem grade e com a grade ideal, em que há transmissão de todos os fótons emitidos pela fonte não espalhados e absorção de todos os fótons espalhados.

2.2. Dosimetria

A energia depositada no tecido glandular (E_{gland}) foi obtida por meio do método de ponderação¹² aplicado na energia depositada no tecido homogêneo da mama (E_{depos}), pela Equação 1.

$$E_{gland} = E_{depos} \times G \tag{1}$$

Em que o fator de ponderação (G) é definido pela Equação 2¹².

$$G(E) = \frac{f_g(\mu_{en}/\rho)_g}{f_g(\mu_{en}/\rho)_g + (1-f_g)(\mu_{en}/\rho)_a} \tag{2}$$

Tal que (μ_{en}/ρ) representa o coeficiente mássico de absorção de energia, descrito em função da energia do fóton incidente (E), e os subscritos g/a referem-se aos tecidos

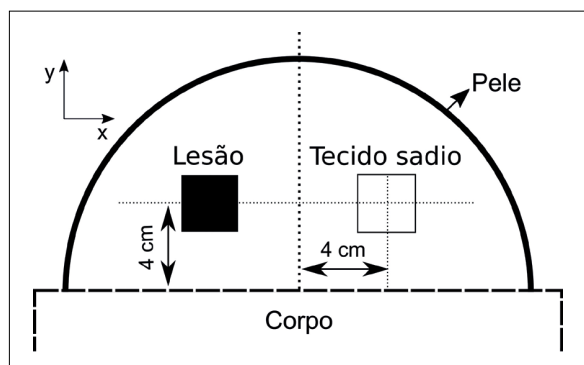


Figura 2. Representação das estruturas inseridas na mama.

glandular e adiposo, respectivamente. O fator de ponderação (G) foi aplicado de duas maneiras: interação a interação de fótons¹⁰ ou de maneira retrospectiva, ao final da simulação de feixes monoenergéticos. Isso permitiu o estudo do impacto das diferentes formas de se obter a energia depositada no tecido glandular. A DGM é obtida pela razão da energia depositada no tecido glandular ($E_{i\ gland}$) pela massa de tecido homogêneo (M) e a glandularidade, pela Equação 3.

$$DGM = \sum_i \frac{E_{i\ gland}}{M \times f_g \times N} \tag{3}$$

Em que:

i representa a soma sobre o número N de histórias simuladas.

O kerma no ar foi obtido a partir da fluência de fótons que atravessavam um plano quadrado (desconsiderando o retro-espalhamento da mama) de área 4 cm^2 a 4 cm do corpo do paciente, seguindo a Equação 4^{9,27}.

$$K_{ar} = \sum_i \frac{E_i \times \mu_{en} / \rho(E_i)}{A \times \cos \theta_i \times N} \tag{4}$$

Em que:

E_i = energia do fóton incidente;

μ_{en} / ρ = coeficiente de absorção de energia do ar;

A = área da superfície; e

θ = ângulo entre a normal da superfície e a direção do fóton incidente.

Dessa maneira, a dose glandular normalizada (DgN), que depende do número de partículas simuladas, foi calculada pela Equação 5⁹.

$$DgN = MGD / K_{ar} \tag{5}$$

A DgN para feixes polienergéticos foi obtida a partir da ponderação de feixes monoenergéticos pela fluência de fótons dos espectros de raios X⁶.

2.3. Qualidade da imagem

A qualidade da imagem foi quantificada por meio da CNR¹⁵, grandeza mais adequada para mamografia digital, definida por meio da Equação 6.

$$CNR = \frac{E_s - E_l}{\sigma_s} \tag{6}$$

Em que:

E = energia depositada na ROI; e

σ = desvio padrão.

Os subscritos (s/l) representam as ROIs do tecido sadio e da lesão, respectivamente.

2.4. Arquivos de entrada e saída

A composição dos tecidos mamários foi retirada de Hammerstein et al.²⁸, enquanto a dos outros materiais, de

NIST X-COM²⁹. Os coeficientes de atenuação utilizados nas simulações foram obtidos a partir do banco de dados do próprio código PENELOPE, enquanto os coeficientes mássicos de absorção e atenuação utilizados nos cálculos do fator de ponderação $G(E)$ e transmissão da grade foram retirados da base de dados NIST-XCOM²⁹.

Em dosimetria, foram simulados feixes monoenergéticos de 8 a 60 keV (com passos entre 0,5 e 1 keV). Na qualidade da imagem, espectros de raios X foram implementados nas simulações. Por padrão, quando não havia indicação, os espectros utilizados foram: W/(0,05 mm Rh) 24 e 28 kV para mamas de 2 e 5 cm, respectivamente, e W/(0,05 mm Ag) 30 kV para a mama de 8 cm. Os espectros de raios X utilizados foram obtidos de Hernandez et al.³⁰, e o efeito anódico não foi considerado.

2.5. Validação do código

As modificações no código que envolviam a dosimetria da mama foram validadas ao comparar os resultados do Report TG-195²², Nosratiéh et al.³¹, Sarno et al.⁹ e Wu et al.⁵. O algoritmo da grade antiespalhamento foi validado previamente³² comparando os resultados de Zhou et al.³³ e Cunha et al.⁷

3. Resultados e Discussão

3.1. Validação do código

O caso III do Report TG-195²² foi replicado para um feixe monoenergético de 16,8 keV e um espectro polienergético Mo/Mo 30 kV. Diferenças inferiores a 0,7% foram obtidas na comparação da energia depositada na mama e da DGM. Adicionalmente, comparou-se a energia depositada em sete volumes de interesse (VOIs); as razões dos resultados deste trabalho e as da referência são mostradas na Figura 3. As diferenças relativas variaram entre 0,1 e 7%, sendo a de maior diferença a que apresentou maior variação entre os resultados da referência, por ser a VOI em

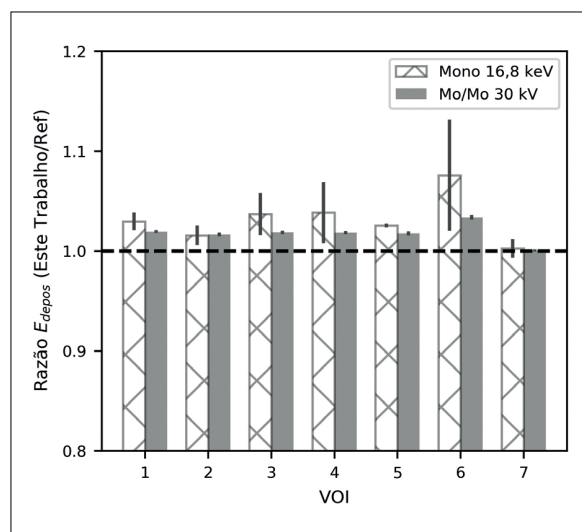


Figura 3. Comparação dados RPT – AAPM TG 195²².

menor profundidade da mama. Contudo, os resultados coincidem dentro de 2σ .

Os resultados da DgN obtidos neste trabalho foram comparados com os trabalhos de Nosratiéh et al.³¹ e Wu et al.⁵; a geometria de cada caso foi replicada o mais próximo possível, com diferenças médias(máximas) de 0,95(2,8) e 1,65(6,0)%, respectivamente. As maiores diferenças podem ser explicadas por interpolações distintas no cálculo da DgN para mama de baixa glandularidade. Adicionalmente, a DGM foi calculada para duas espessuras de pele (1,45 e 5 mm) que foram comparadas com o trabalho de Sarno et al.⁹, com diferenças médias(máximas) de 0,67(5,0)%.

3.2. Dosimetria

3.2.1. O corpo do paciente e a DGM

A Figura 4 mostra a razão entre a DGM para diferentes materiais representando o corpo do paciente, comparada com o ar para mamas de espessura 2 e 9 cm. Para energias menores que 20 keV, não houve alterações significativas na DGM (diferenças inferiores a 0,3%), enquanto em energias maiores houve aumento, sendo mais expressivo para altas energias e mamas mais espessas. A água e o tecido mole tiveram resultados similares, decorrentes da densidade ser idêntica (1 g/cm^3). O acrílico, um material comumente utilizado em dosimetria em mamografia que possui maior densidade ($1,19\text{ g/cm}^3$), é responsável por maior espalhamento múltiplo da radiação incidente e consequentemente um acréscimo na DGM.

Na faixa de energia média utilizada em mamografia (até 30 keV), o corpo do paciente (água) foi responsável por um aumento inferior a 1% da DGM, enquanto para 60 keV foi de aproximadamente 4%. Isso indica que para modalidades de mama que utilizam feixes mais energéticos (tomossíntese da mama e tomografia computadorizada da mama), o impacto do corpo do paciente pode ser mais expressivo no aumento da DGM. Dessa maneira, diversos trabalhos já

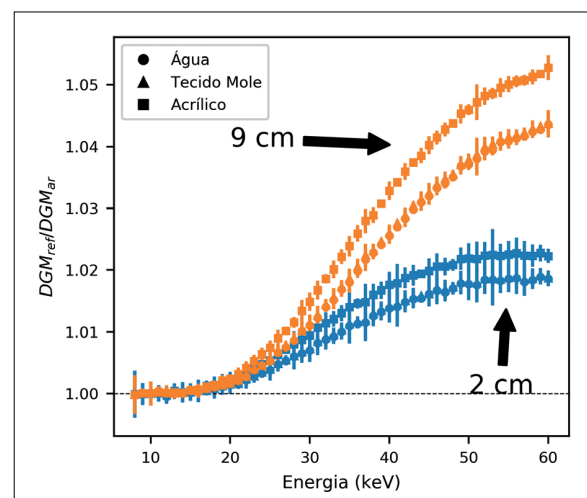


Figura 4. Razão da dose glandular média entre diferentes composições do corpo e o ar.

consideram o corpo do paciente nas simulações de dosimetria em mamografia^{6,9,22}.

3.2.2. Deposição de energia na mama

A Figura 5 mostra a contribuição da DGM para os dois tipos de interação de fótons com a matéria (efeito fotoelétrico e espalhamento incoerente), sendo a somatória igual a 1. Até aproximadamente 50 keV, o efeito fotoelétrico é a interação que mais deposita energia e, conseqüentemente, tem maior contribuição em mamografia, sendo ultrapassado pelo espalhamento incoerente em energias mais elevadas. O efeito fotoelétrico tende a ser mais provável para mamas de alta glandularidade pois seu número atômico efetivo é mais elevado.

A Figura 6 mostra a contribuição na deposição de energia na mama entre fótons produzidos na fonte que depositaram a energia numa primeira interação com a mama

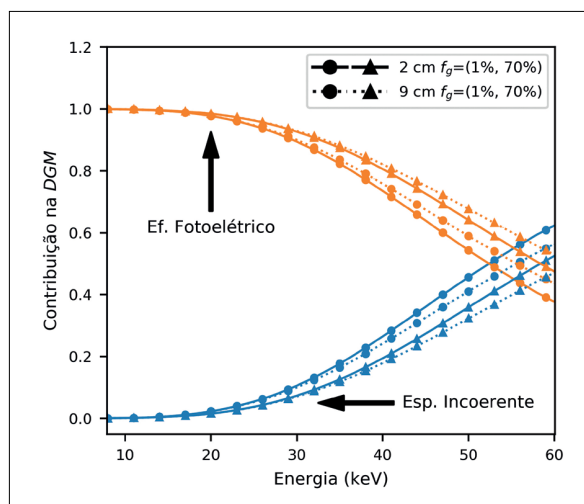


Figura 5. Energia depositada na mama por tipo de interação.

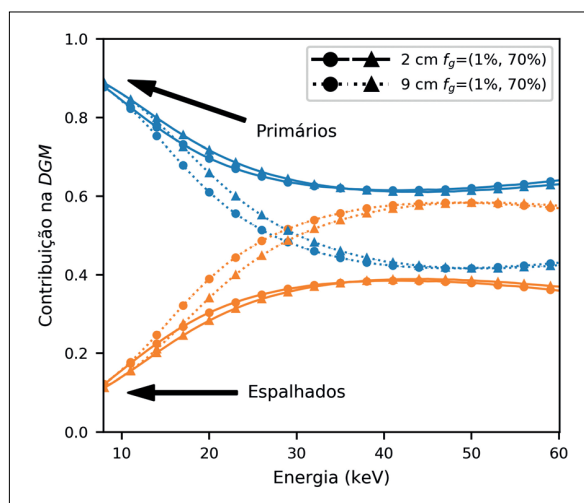


Figura 6. Energia depositada na mama entre fótons primários e espalhados.

(primários) e fótons espalhados (que já haviam interagido previamente). Nota-se que a contribuição de fótons espalhados aumenta com a energia do fóton, apresentando saturação para energias acima de 30 keV. Para mamas mais espessas e altas energias, a contribuição da deposição de energia pela radiação espalhada torna-se dominante. A composição da mama tem menor influência, principalmente para energias mais elevadas.

3.2.3. Método de ponderação da DGM

A Figura 7 mostra a diferença relativa da DGM entre dois métodos de ponderação da energia incidente: interação-a-interação e retrospectivo. Observa-se que as diferenças aumentam com a energia e são maiores para mamas mais espessas e de menor glandularidade. Tal comportamento pode ser explicado pelo aumento da contribuição da energia depositada na mama provinda do espalhamento incoerente (Figura 5), com o aumento da radiação espalhada (Figura 6), o que não é considerado pelo método retrospectivo¹⁰. Adicionalmente, o fator de ponderação (G) (Equação 2) tem variação mais expressiva com os coeficientes de absorção de energia para baixos valores de f_g .

No caso da DgN para feixes polienergéticos de $W/(0,7 \text{ mm Al})$ e 49 kV, as diferenças foram inferiores a 0,5%, para uma mama de 9 cm e $f_g = 1\%$. A menor glandularidade da mama e o espectro utilizado em tomossíntese da mama, com energia mais elevada, representam condições extremas que produzem maior diferença entre os métodos de ponderação.

Os resultados deste trabalho seguem o mesmo comportamento dos trabalhos prévios^{8,10}. O método retrospectivo subestima a dose em altas energias (acima de aproximadamente 30 keV), sobretudo em mamas espessas e de baixa glandularidade. Entretanto, como em mamografia são empregados espectros de raios X de baixa energia, as diferenças entre os métodos de ponderação são negligenciáveis⁸.

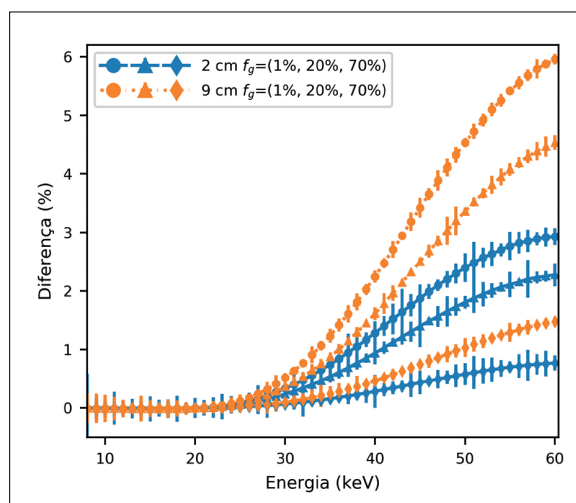


Figura 7. Diferença relativa entre os métodos de ponderação da dose glandular média

3.3. Qualidade da imagem

3.3.1. CNR e as dimensões das lesões

A Figura 8 mostra a CNR normalizada pela raiz da área da ROI (CNR_N) para diferentes espessuras de mama. Em um detector puramente quântico e negligenciando a contribuição dos fótons espalhados, a CNR_N deveria manter-se constante, o que de fato foi observado quando havia a presença de uma grade ideal. Na ausência de grade antiespalhamento, nota-se aumento na CNR_N com a raiz da área da ROI, principalmente para mamas espessas, indicando alteração no perfil do espalhamento da radiação.

A Figura 9 mostra a CNR normalizada pela CNR da espessura de referência para cada tipo de lesão (0,2 mm para calcificação e 5 mm para tumor). A CNR tende a aumentar

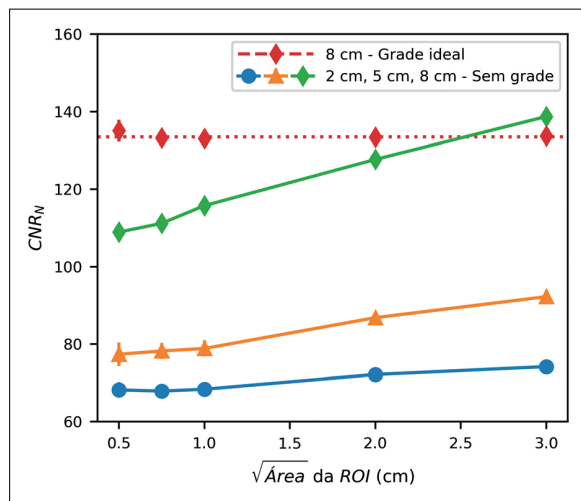


Figura 8. Razão contraste-ruído em função do da área seccional da região de interesse para diferentes espessuras da mama (calcificação).

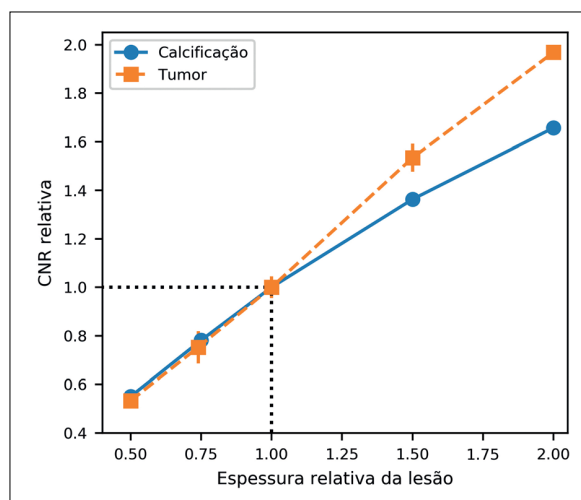


Figura 9. Razão contraste-ruído em função da espessura da lesão. Mama de 5 cm de espessura, grade celular.

com a espessura da lesão, sendo mais acentuada para o tumor. Os valores mostrados referem-se à grade celular, e uma tendência similar foi observada para as grades ideal e linear, bem como para a ausência de grade.

A área seccional da lesão influencia no resultado da CNR, pois altera o padrão de espalhamento dentro da mama. Chen et al.¹⁷, utilizando filtros de alumínio como objeto contrastante e placas de acrílico representando a mama, tiveram resultados similares na ausência de grade antiespalhamento, em que a CNR (ou razão diferença de sinal-ruído — SDNR) foi superestimada em 25% quando utilizou-se um filtro de $4 \times 8 \text{ cm}^2$, se comparado com um menor, de $1 \times 1 \text{ cm}^2$. Neste trabalho, para a calcificação, mesmo a ROI de 1 cm^2 apresentou superestimação de 6,2(2,5)% para a mama de 8 cm quando comparado à ROI de $0,25 \text{ cm}^2$. Entre 0,25 e 9 cm^2 tal superestimação aumenta para 27(2)%. Para as grades celular e linear, a superestimação foi de 3,2(2,5) e 4,3(1,3)%, respectivamente. A espessura da lesão e sua área seccional são fatores que afetam a CNR e devem ser considerados nos estudos de qualidade da imagem para que melhor se aproximem da realidade e representem as condições clínicas.

3.3.2. CNR e o espectro de raios X

A Figura 10 mostra a CNR para a mama de 5 cm em função do potencial do tubo para a combinação W/Rh. A grade ideal teve a maior performance na melhoria da qualidade da imagem entre todas as condições estudadas, seguida da ausência de grade, grade celular e por fim, grade linear. A CNR teve um comportamento similar em função do potencial do tubo para as grades estudadas, com uma região de máximo próxima de 28 kV.

O fato da presença de grade antiespalhamento diminuir a CNR em comparação à ausência de grade, mesmo para mamas de 5 cm de espessura e para uma lesão de 1 cm^2 , difere de resultados da literatura^{7,14,17}. Entretanto, isso pode ser explicado pelas diferenças empregadas na geometria,

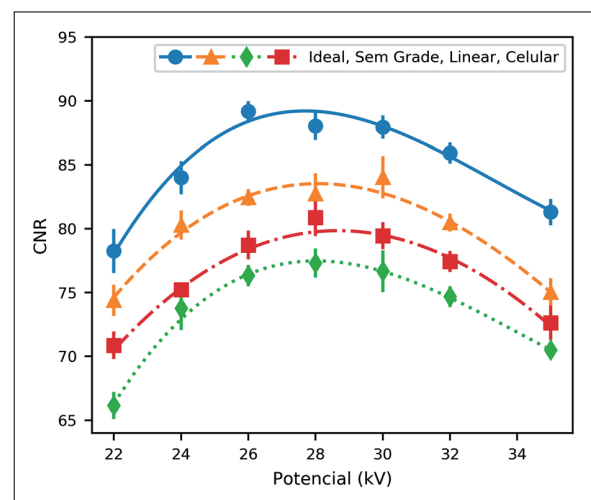


Figura 10. Razão contraste-ruído em função do potencial do tubo. Mama de 5 cm de espessura, calcificação.

pela estrutura de contraste considerada e pelo fato de o detector não ter sido simulado de maneira detalhada. Dessa maneira, um estudo aprofundado, que leve em consideração todos estes fatores para efetivamente quantificar o desempenho da grade e ponderar seu benefício na qualidade da imagem, é necessário.

4. Conclusões

Por meio de simulações Monte Carlo foi possível estudar a dosimetria e a qualidade da imagem em mamografia. O impacto do corpo do paciente na DGM pôde ser quantificado, assim como os métodos de ponderação no cálculo da DGM para feixes monoenergéticos e polienergéticos. A contribuição dos diferentes tipos de interação e gerações de fótons para a DGM foi estudada. Estudos futuros poderiam estender os resultados para diferentes modalidades de imageamento da mama, como tomossíntese e tomografia computadorizada da mama.

A qualidade da imagem foi quantificada pela CNR para diferentes parâmetros, como área da lesão, espessura, técnicas de redução do espalhamento, potenciais do tubo e espessuras da mama. O tamanho da lesão é uma variável de grande influência nos resultados, devendo ser considerado nos estudos de qualidade da imagem. Para uma estimativa mais próxima da realidade, lesões menores devem ser utilizadas, evitando a superestimação da CNR. Estudos futuros poderiam incluir a conversão entre a energia depositada e o sinal dos detectores, além de um estudo experimental com o uso de objetos simuladores de mama, simulando uma condição real do exame.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior-Brasil (CAPES) — Código de Financiamento 001 — e da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) — Processos nº 2015/21873-8 e nº 2016/15366-9.

Referências

- Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Estimativa 2018: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde; 2017.
- Stewart BW, Wild CP. World Cancer Report 2014. Lyon: IARC; 2014.
- European Society of Radiology. Screening & Beyond: Medical Imaging in the Detection, Diagnoses and Management of Breast Diseases. Viena: ESR; 2016.
- Dance DR, Sechopoulos I. Dosimetry in x-ray-based breast imaging. *Phys Med Biol.* 2016;61(19):R271-304. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/19/R271>
- Wu X, Barnes GT, Tucker DM. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology.* 1991;179(1):143-8. <https://doi.org/10.1148/radiology.179.1.2006265>
- Boone JM. Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary x-ray spectra in mammography: Computer-fit values of Monte Carlo derived data. *Med Phys.* 2002;29(5):869-75. <https://doi.org/10.1118/1.1472499>
- Cunha DM, Tomal A, Poletti ME. Evaluation of scatter-to-primary ratio, grid performance and normalized average glandular dose in mammography by Monte Carlo simulation including interference and energy broadening effects. *Phys Med Biol.* 2010;55(15):4335-59. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/15/010>
- Sarno A, Mettievier G, Di Lillo F, Russo P. Monte Carlo Evaluation of Normalized Glandular Dose Coefficients in Mammography. In: Proceedings of the 13th International Workshop on Breast Imaging; 2016. v. 9699. Springer-Verlag; 2016. p. 190-6.
- Sarno A, Mettievier G, Di Lillo F, Russo P. A Monte Carlo study of monoenergetic and polyenergetic normalized glandular dose (DgN) coefficients in mammography. *Phys Med Biol.* 2017;62(1):306-25. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/62/1/306>
- Wilkinson L, Heggie JCP. Glandular breast dose: potential errors. *Radiology.* 2001;213:1.
- Myronakis ME, Zvelebil M, Darambara DG. Normalized mean glandular dose computation from mammography using GATE: a validation study. *Phys Med Biol.* 2013;58(7):2247-65. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/7/2247>
- Boone JM. Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment. *Radiology.* 1999;213(1):23-37. <https://doi.org/10.1148/radiology.213.1.r99oc3923>
- Massera RT, Tomal A. Skin models and their impact on mean glandular dose in mammography. *Phys Med.* 2018;51:38-47. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.04.009>
- Nykanen K, Siltanen S. X-ray scattering in full-field digital mammography. *Med Phys.* 2003;30(7):1864-73. <https://doi.org/10.1118/1.1584160>
- Cunha DM, Tomal A, Poletti ME. Optimization of x-ray spectra in digital mammography through Monte Carlo simulations. *Phys Med Biol.* 2012;57(7):1919-35. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/7/1919>
- 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.* 2000;73(874):1056-67. <https://doi.org/10.1259/bjr.73.874.11271898>
- Chen H, Danielsson M, Xu C, Cederström B. On image quality metrics and the usefulness of grids in digital mammography. *J Med Imaging (Bellingham, Wash).* 2015;2(1):013501. <https://doi.org/10.1117/1.JMI.2.1.013501>
- Salvat F. PENELOPE-2014: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NEA/NSC/DOC(2015); 2015.
- Sempau J, Badal A, Brualla L. A PENELOPE -based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries-application to far-from-axis fields. *Med Phys.* 2011;38(11):5887-95. <https://doi.org/10.1118/1.3643029>
- Sechopoulos I, Rogers DWO, Bazalova-Carter M, Bolch WE, Heath EC, McNitt-Gray MF, et al. RECORDS: improved Reporting of montE Carlo RaDiation transport Studies: Report of the AAPM Research Committee Task Group 268. *Med Phys.* 2018;45(1):e1-e5. <https://doi.org/10.1002/mp.12702>
- Badal A, Sempau J. A package of Linux scripts for the parallelization of Monte Carlo simulations. *Comput Phys Commun.* 2006;175(6):440-50. <https://doi.org/10.1016/j.cpc.2006.05.009>
- Sechopoulos I, Ali ESM, Badal A, Badano A, Boone JM, Kyprianou IS, et al. Monte Carlo reference data sets for imaging research: Executive summary of the report of AAPM Research Committee Task Group 195. *Med Phys.* 2015;42(10):5679-91. <https://doi.org/10.1118/1.4928676>
- Yaffe MJ, Boone JM, Packard N, Alonzo-Proulx O, Huang S-Y, Peressotti CL, et al. The myth of the 50-50 breast. *Med Phys.* 2009;36(12):5437-43. <https://doi.org/10.1118/1.3250863>

24. Shi L, Vedantham S, Karellas A, O'Connell AM. Technical Note: Skin thickness measurements using high-resolution flat-panel cone-beam dedicated breast CTa). *Med Phys*. 2013;40(3):031913. <https://doi.org/10.1118/1.4793257>
25. Huang S-Y, Boone JM, Yang K, Kwan ALC, Packard NJ. The effect of skin thickness determined using breast CT on mammographic dosimetry. *Med Phys*. 2008;35(4):1199-206. <https://doi.org/10.1118/1.2841938>
26. Day GJ, Dance DR. X-ray transmission formula for antiscatter grids. *Phys Med Biol*. 1983;28(12):1429-33.
27. Sarno A, Mettievier G, Di Lillo F, Tucciariello RM, Bliznakova K, Russo P. Normalized glandular dose coefficients in mammography, digital breast tomosynthesis and dedicated breast CT. *Phys Med*. 2018;55:142-8. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.09.002>
28. Hammerstein RG, Miller DW, White DR, Masterson ME, Woodard HQ, Laughlin JS. Absorbed Radiation Dose in Mammography. *Radiology*. 1979;130(2):485-91. <https://doi.org/10.1148/130.2.485>
29. Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. 2004. <https://dx.doi.org/10.18434/T4D01F>
30. Hernandez AM, Seibert JA, Nosratieh A, Boone JM. Generation and analysis of clinically relevant breast imaging x-ray spectra. *Med Phys*. 2017;44(6):2148-60. <https://doi.org/10.1002/mp.12222>
31. Nosratieh A, Hernandez A, Shen SZ, Yaffe MJ, Seibert JA, Boone JM. Mean glandular dose coefficients (D(g)N) for x-ray spectra used in contemporary breast imaging systems. *Phys Med Biol*. 2015;60(18):7179-90. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/18/7179>
32. Massera RT. Otimização dos parâmetros de exposição em mamografia digital: estudos experimentais e por simulação Monte Carlo [dissertação]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2018.
33. Zhou A, Yin Y, White GL, Davidson R. A new solution for radiation transmission in anti-scatter grids. *Biomed Phys Eng Express*. 2016;2(5):055011.