



# Uso de modelos de mama antropomórficos para simulação Monte Carlo em mamografia digital realçada por contraste

Palavras-Chave: FÍSICA MÉDICA, RADIAÇÃO IONIZANTE, MAMOGRAFIA

Autoras:

MARIANNE HEDDER SOUSA GOMES, IFGW – UNICAMP

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. ALESSANDRA TOMAL, IFGW - UNICAMP

---

## INTRODUÇÃO:

No Brasil, cerca de 70% dos casos de câncer ocorrem na mama feminina [1]. Dado isso, métodos de diagnóstico, rastreamento e detecção precoce são de grande importância para conter o avanço dessa doença. O método amplamente disponibilizado para esses fins é a mamografia digital que consiste na utilização de raios X incidentes no tecido mamário, possibilitando a detecção de pequenos nódulos e lesões ainda não palpáveis, por meio da diferença entre os coeficientes de atenuações dos diferentes materiais presentes na mama, tornando o exame essencial para a detecção e o diagnóstico precoce do câncer de mama, além do acompanhamento e estadiamento da doença. Porém, a sensibilidade da mamografia é alterada por diversos fatores, tais como composição e espessura da mama, e tipo de espectro de radiação empregada (combinação anodo/filtro e potencial do tubo).

Portanto, a mamografia realçada por contraste (CEDM, do inglês *Contrast Enhanced Digital Mammography*) vem sendo implementada como uma nova técnica de detecção e estadiamento do câncer, com o objetivo de complementar o exame de mamografia convencional. Nessa modalidade, existem duas técnicas principais: a de dupla energia e a temporal. O processamento da imagem de ambas as técnicas consiste na subtração de duas imagens, o que difere entre essas técnicas é que na primeira o agente de contraste intravenoso é aplicado antes da compressão da mama e imagens de alta e baixa energia são obtidas, enquanto na técnica temporal são obtidas imagens sem e com aplicação do contraste, apenas para energias altas. Dado isso, estudos mostram que devido a injeção intravenosa de um agente de contraste iodado utilizado na CEDM [2], as lesões malignas que, normalmente, ficariam ocultas na mamografia digital aparecem no exame de CEDM [3].

Atualmente, com o avanço de técnicas de imagem, novos modelos de mamas mais realistas vêm sendo desenvolvidos, uma vez que estudos mostram que a glandularidade média das mulheres é em torno de 20% [4] e que a mama possui uma composição heterogênea desses tecidos [5]. Como a mama é um órgão altamente radiosensível, devido a presença de tecido glandular, existe uma preocupação relacionada às doses absorvidas pelos tecidos mamários, uma vez que a técnica utiliza radiação

ionizante [6]. Portanto, para justificar a utilização da CEDM precisamos ter uma melhoria significativa na qualidade da imagem, uma vez que devido as múltiplas exposições da mama, a dose absorvida pelos tecidos mamários é maior.

Esse trabalho teve como objetivo avaliar e comparar a qualidade da mamografia digital e CEDM em phantoms computacionais de mamas antropomórficas voxelizadas de modelo heterogêneo, por meio de simulação utilizando Monte Carlo.

## METODOLOGIA:

**MODELO DE MAMA:** Nesse estudo foram utilizados modelos de mama antropomórficos gerados computacionalmente e modelados por uma geometria antropomórfica voxelizada, usando o software *BreastPhantom* [7] que é amplamente aplicado em testes clínicos virtuais para simulação de imagens. Nesse tipo de geometria a mama é representada por um conjunto de voxel e cada um deles pode ser composto por um material. O tamanho da mama e a distribuição da fração glandular são escolhidos usando como base imagens de tomografia computadorizada de mama [5], para uma representação realista da população. Na geração de cada phantom são implementados alguns parâmetros de entrada, como tamanho do voxel, volume e fração glandular. Como resultado desses dados de entrada tem-se os modelos de mama randômicos que dependem de uma semente de valor aleatória, mas que estão de acordo com as configurações iniciais.

Na etapa seguinte, para modelar a mama em um exame de mamografia, ela foi comprimida, utilizando o programa *BreastCompress*, e as regiões de tecidos que não foram comprimidas, como por exemplo músculos, foram removidos por meio do programa *BreastCrop* [8,9]. Uma mama antropomórfica e voxelizada, comprimida é obtida conforme pode ser visto na figura 1.

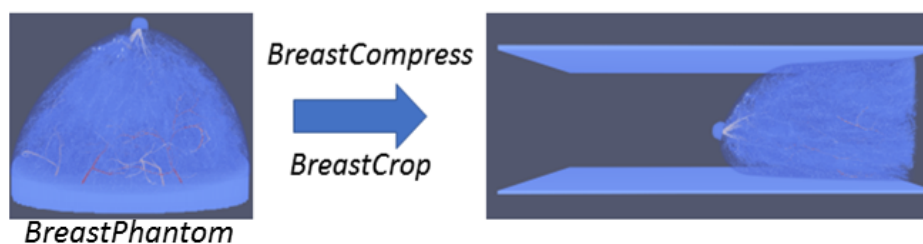


Figura 1 - Exemplo de mama antropomórfica e etapas de geração.

Portanto, nesse trabalho foi gerada uma mama antropomórfica voxelizada com espessura de 5 cm, glandularidade de 38%, tamanho de voxel igual a 0,2 cm e espessura de pele de 0,75 mm.

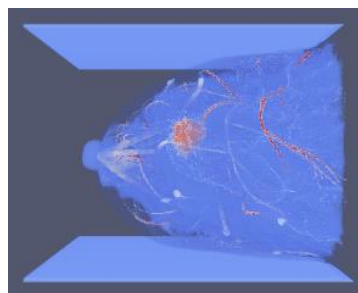


Figura 2 - Mama antropomórfica com lesão espiculada esférica utilizada para simulações.

Além disso, para simular uma lesão nos exames foi inserida uma massa espiculada esférica com raio aproximado de 0,5 mm, conforme mostra a figura 2. Ela possui uma composição de tecido glandular. Porém, para a CEDM precisamos simular a presença do agente de contraste, e portanto, foi considerada a composição de solução aquosa de Iodo com concentrações que variaram de 0,25 mg/cm<sup>2</sup> até 2 mg/cm<sup>2</sup>.

**SIMULAÇÃO DO TRANSPORTE DE RADIAÇÃO E IMAGEM:** O algoritmo Penelope v. 2018 [9] com extensão penEasy v. 2020 foi utilizado para simulação Monte Carlo do processo de formação da imagem. Na execução do algoritmo foram selecionados os seguintes parâmetros de entrada: geometria de simulação, composição dos materiais, tipo e energia do feixe (mostrada na tabela 1). Os parâmetros de saída são as energias depositadas em cada material da geometria. Além disso, as imagens são obtidas a partir das energias depositadas em cada elemento do detector de Selênio amorfo (a-Se) utilizado, localizado abaixo da bandeja de suporte e com tamanho de pixels de 0,55 mm nas direções x e y.

*Tabela 1 - Energias efetivas de espectros típicos de CEDM*

<b>Combinação</b>	<b>Potencial (kVp)</b>	<b>Energia Efetiva (keV)</b>	<b>Energia</b>
W/Cu	45	33,23	Baixa
	49	35,03	Alta

Os exames de mamografia digital e CEDM foram simulados na posição crânio-caudal (CC), a mama comprimida foi posicionada entre as bandejas de compressão e suporte, ambas foram compostas por PMMA com 0,2 mm de espessura e área de 26 x 14 cm e uma fonte pontal a uma distância de 65 cm do receptor de imagem e o feixe colimado para cobrir toda a área da mama.

**PROCESSAMENTO DA IMAGEM:** As imagens foram obtidas pelo método de dupla energia e o processamento utilizado foi o de subtração das imagens de CEDM, dado pela equação 1.1 [11].

$$Imagem\ recomb = \ln (Imagem)_a - W \ln (Imagem)_b \quad [1.1]$$

Os índices *a* e *b* correspondem a alta e baixa energia, respectivamente, e o fator *W* é a razão dos coeficientes de atenuação linear da mistura homogênea que compõe a região central da mama nas energias efetivas do feixe de alta e baixa energia.

A avaliação da qualidade das imagens foi feita após o processamento, utilizando os valores de relação contraste-ruído (CNR) e sinal-ruído (SNR), conforme as equações 1.2 e 1.3, respectivamente.

$$CNR = \frac{VPixel_{dentro} - VPixel_{fora}}{DesvPad_{fora}} \quad [1.2]$$

$$SNR = \frac{VPixel_{dentro}}{DesvPad_{fora}} \quad [1.3]$$

No qual, *VPixel*, corresponde ao valor médio dos pixels dentro e fora da lesão (energia média depositada), de acordo com o subíndice e *DesvPad<sub>fora</sub>* é o valor do desvio padrão dos valores de pixel fora da região de interesse.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO:

As figuras 3 a e 3 b mostram os resultados das imagens simuladas para o exame de mamografia, em uma mama com lesão composta de tecido glandular, e a imagem subtraída de CEDM com a mesma lesão composta com a máxima concentração de Iodo. É possível observar que a lesão não era visível na mamografia convencional e passa a ser detectável na CEDM. Esse realce do contraste ocorre devido à borda K do Iodo em torno de 33 keV e à subtração ponderada das imagens.

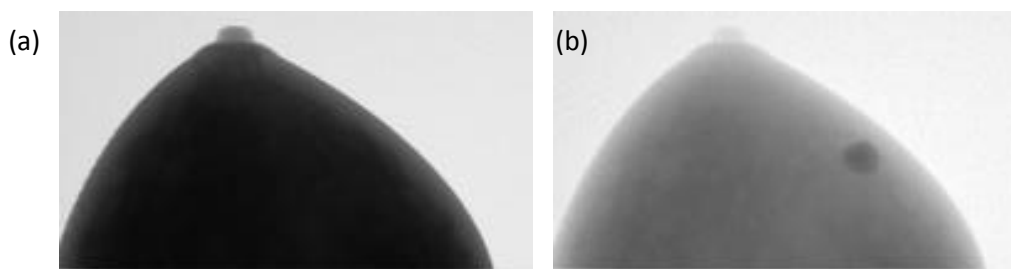


Figura 3 - Imagens da (a) mamografia digital (b) CEDM

Na figura 4 é possível observar a variação dos valores de cinza dentro e fora da região de interesse para diferentes concentrações de Iodo e com a composição 100% glandular (lesão que simula a imagem em mamografia convencional). Nesse caso, o declínio do valor de cinza representa a região mais escura da imagem, ou seja, a região onde se encontra a lesão. Portanto, não é possível a identificação para o caso com 100% de tecido glandular, mas a partir de 0,5 mg/cm<sup>2</sup> de solução aquosa de Iodo já é possível identificar a presença da lesão.

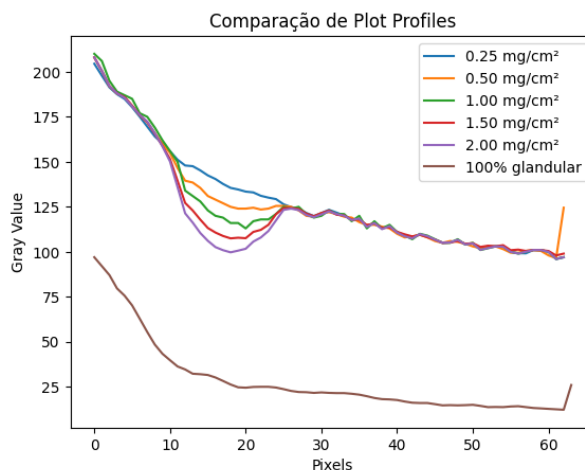


Figura 4 - Comparação do valor de cinza dos pixels

Na figura 5 a e 5 b é possível observar com maior clareza a diferença entre os contrastes e os ruídos nas imagens para cada concentração de Iodo, a partir da análise quantitativa, através dos valores de CNR e SNR, respectivamente.

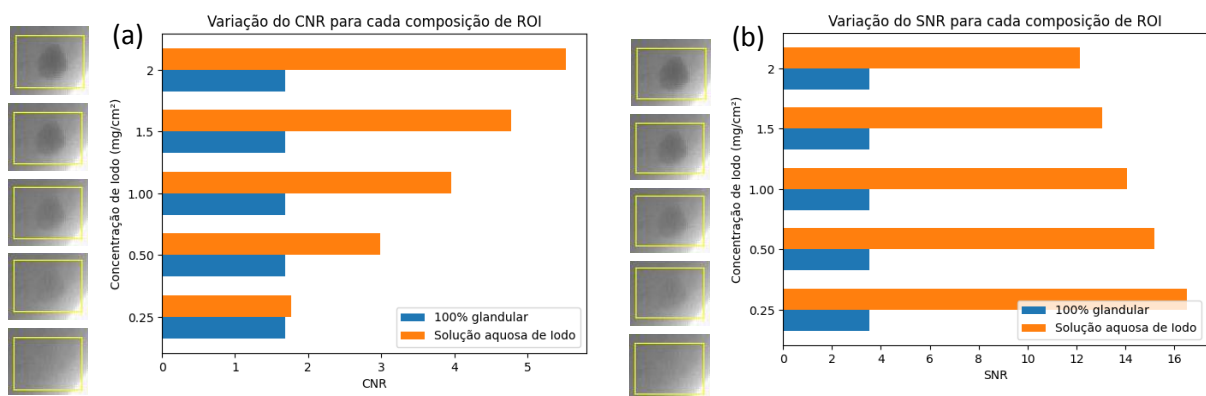


Figura 5 - Variação da (a) CNR (b) SNR na região de interesse.

Então, de fato, a partir de 0,5 mg/cm<sup>2</sup> a lesão possui um maior contraste e o SNR, que avalia a qualidade da imagem, mostra que o sinal é muito maior que o ruído para o caso de CEDM.

## CONCLUSÕES:

Portanto, nessa pesquisa concluímos que a CEDM mostrou bons resultados de imagens quando comparada com a mamografia convencional. Essa melhoria na qualidade da imagem depende diretamente da quantidade de lodo utilizado no contraste e do quanto acumulou na lesão mamaria. Além disso, outros fatores anatômicos podem influenciar, como é o caso da glandularidade. Então, o uso da mamografia realçada por contraste para o rastreamento da doença, uma vez que a melhoria da imagem justifica a dupla exposição a radiação ionizante.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] MS / SVS/DASIS/CGIAE/Sistema de Informação sobre Mortalidade, 2021.
- [2] P Baldelli., et al. **Evaluation of the minimum iodine concentration for contrast-enhanced subtraction mammography.** Physics in Medicine & Biology 51.17 (2006): 4233.
- [3] F Diekmann, U Bick. **Tomosynthesis and contrast-enhanced digital mammography: recent advances in digital mammography.** European radiology 17.12 (2007): 3086-3092.
- [4] MJ Yaffe. et al. **The myth of the 50-50 breast.** Medical physics 36.12 (2009): 5437-5443.
- [5] C Fedon, et al. **Fibroglandular tissue distribution in the breast during mammography and tomosynthesis based on breast CT data: A patient-based characterization of the breast parenchyma.** Medical Physics 48.3 (2021): 1436-1447.
- [6] E Okuno - **Física das radiações**, 2010 - Oficina de textos.
- [7] CG Graff. **A new, open-source, multi-modality digital breast phantom.** In: Medical Imaging 2016: Physics of Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics; 2016. p. 978309.
- [8] D Sharma, et al. **In silico imaging tools from the VICTRE clinical trial.** Medical physics 46.9 (2019): 3924-3928.
- [9] Fernandez V, JM, Salvat F, Sempau, J. **PENELOPE-2018: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport.** Nuclear Energy Agency (NEA);2018. p.420.