

SIMULAÇÃO MONTE-CARLO EM MAMOGRAFIA DIGITAL POR DUPLA-ENERGIA: GERAÇÃO E OTIMIZAÇÃO DE IMAGENS QUANTITATIVAS

Julio Godeli,¹ Lucas S. Del Lama¹ e Martin E. Poletti.¹

¹Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil.

Introdução: A mamografia é uma das técnicas mais indicadas para a prevenção de câncer de mama. Ao se estudar a morfologia de microcalcificações (μ Cs) e a densidade glandular mamária, pode se ter um indicio precoce de câncer de mama. Contudo, imagens mamográficas convencionais apresentam ruídos estruturais, provenientes da sobreposição de tecidos e vasos presentes na mama, o que dificulta a visualização das μ Cs. Além disso, esta técnica apresenta baixa capacidade de quantificação de tecidos glandulares. A técnica de mamografia por dupla-energia, além de eliminar o ruído estrutural das imagens, também permite extrair dados quantitativos, como a espessura das μ Cs, bem como a fração glandular do tecido mamário. A simulação computacional tem sido aplicada em pesquisas recentes para investigação de novos sistemas de diagnóstico ou algoritmos de processamento de imagens. Neste trabalho, o código Monte-Carlo PENELOPE foi adaptado e utilizado para simular a técnica mamográfica digital. As imagens geradas foram combinadas, de modo que fosse possível quantificar as espessuras das μ Cs e a fração glandular mamária (fg). Foram escolhidas como ótimas, àquelas combinações de energias que possuem a melhor relação entre figura-de-mérito (FOM), precisão e exatidão. Este trabalho tem como objetivo, a aplicação da técnica de dupla energia para a geração de imagens quantitativas, bem como sua otimização, no destaque das combinações de energias que melhor estimem as grandezas estudadas.

Métodos: O modelo geométrico utilizado consiste em uma fonte monoenergética de raios-X (com energias entre 16 e 80 keV) com um ponto focal de 0,3mm, posicionado à 65cm do detector. O compressor de acrílico (PMMA) possui 3mm de espessura. O suporte do *bucky* foi considerado de carbono com 2,1mm de espessura. Um detector ideal, contendo pixels de 100 μ m foi considerado na simulação. A mama foi modelada como um semicírculo de 8cm de raio e espessura variável, constituída de uma camada externa de pele e uma camada interna de uma mistura homogênea de tecido glandular e de tecido adiposo (25/75, 50/50 e 75/25). Calcificações esféricas foram inseridas, possuindo espessuras de 100 a 600 μ m. O código PENELOPE foi adaptado para gerar imagens mamográficas e para fornecer a dose absorvida média pelo tecido glandular. As imagens passaram por um pré-processamento para a correção de espalhamento, passando a seguir, por um processo de combinação e correção de ruído, para a geração das imagens quantitativas. O critério adotado para a estimativa das μ Cs e fg, foi dado pela avaliação da figura de mérito e pelo levantamento da precisão e exatidão das estimativas. A FOM, precisão e exatidão são definidas pelas seguintes equações:

$$FOM = CNR^2 / Dg \quad (1)$$

$$Precisão = 100 \cdot \left(\frac{\sigma_{t_m}}{t_m} \right) \quad (2)$$

$$Exatidão = 100 \cdot \left(1 - \left| \frac{t_m - t_s}{t_s} \right| \right) \quad (3)$$

Sendo *CNR*, a razão contraste-ruído entre a calcificação e o tecido mamário, *Dg* é a soma das doses cedidas na mama, pela geração das imagens de baixa e alta energia, \bar{t}_m e σ_{t_m} são a espessura média obtida das calcificações e o desvio desta medida, respectivamente e \bar{t}_s , é a espessura real das calcificações. As combinações que apresentaram as melhores relações entre FOM, precisão e exatidão, foram escolhidas como ótimas. O critério de otimização da fração glandular, foi feito pela avaliação da exatidão da estimativa alcançada por cada combinação.

Resultados e Discussões: As escolhas ótimas de energias (baixa;alta), para mamas com espessuras de 2, 4 e 6 cm, foram (16 \pm 1; 62 \pm 3 keV), (19 \pm 1; 56 \pm 3 keV) e (22 \pm 1; 56 \pm 3 keV), respectivamente, as quais apresentaram uma exatidão superior à 92%, com uma flutuação abaixo de 5% (indicando uma alta precisão). A variação da fração glandular não se mostrou influente na otimização da técnica. A escolha de baixa energia mostrou um acréscimo médio de 1,5 keV, por centímetro da mama. Isso ocorre, devido ao grande aumento do ruído na aquisição de imagens de baixa energia, o que influencia diretamente na FOM da imagem combinada. A escolha de alta energia decresceu com o aumento da espessura da mama de 2 para 4 cm, mas se manteve constante para o acréscimo de 4 para 6 cm. Porém, isto não indica necessariamente uma dependência, já que considerando a flutuação das escolhas de alta energia, os valores escolhidos se sobrepõem.

Para a quantificação da fração glandular, diversas combinações mostraram uma exatidão de pelo menos 95% nas estimativas, mostrando que a técnica é otimizada para diversas escolhas de energia.

Conclusão: Para a otimização da quantificação da espessura das calcificações, a escolha de baixa energia se mostrou mais sensível à mudança da espessura da mama. Comparando com os resultados da literatura, se nota uma discrepância nas escolhas de alta energia deste trabalho com a de outros autores. Isto pode ser dado pela utilização de diferentes detectores, ou pelas diferentes métricas utilizadas para a otimização dos parâmetros estudados. Para a estimativa de fração glandular, a técnica se mostrou ótima na quantificação em diversas combinações.