

Métodos de ponderação da Dose Glandular Média em Mamografia Digital por simulações Monte Carlo

Rodrigo T. Massera¹, Alessandra Tomal¹, Bruno L. Rodrigues¹

¹Instituto de Física “Gleb Wataghin” - UNICAMP, Campinas, Brasil.

Introdução: Os modelos de mama uniforme utilizados nas simulações Monte Carlo, de exame mamográfico, pressupõe que ela é composta por uma mistura homogênea de dois tecidos: glandular e adiposo. O tecido glandular é considerado o mais radiosensível e a grandeza dosimétrica de maior interesse é a Dose Glandular Média (DGM). Métodos na literatura foram desenvolvidos [1] para ponderar, da energia total depositada na mistura homogênea, qual a parcela que está sendo depositada no tecido glandular. Este trabalho pretende comparar os resultados obtidos com os diferentes modelos de cálculo de dose glandular.

Métodos: As simulações foram realizadas utilizando o código *PENELOPE* (2014) com sua extensão *penEasy* (2015), modificado para retornar a grandeza de interesse. A mama foi modelada como um semicilindro de raio igual a 8 cm, e espessuras variando de 2 cm a 8 cm, com uma camada externa de pele de 4 mm. Utilizou-se de feixes monoenergéticos de energias entre 10 keV até 60 keV e a proporção de tecido glandular (glandularidade, w_g) variou de 1% a 70%. Os métodos de ponderação empregados para converter a dose absorvida na região central da mama em energia depositada no tecido glandular foram: (i) a posteriori, onde a ponderação acontece após às simulações, utilizando o fator de ponderação $G(E) = \frac{w_g(\mu_{en}(E)/\rho)_{gl}}{w_g(\mu_{en}(E)/\rho)_{gl} + (1-w_g)(\mu_{en}(E)/\rho)_{ad}}$, sendo $(\mu_{en}(E)/\rho)$ os coeficientes de absorção de energia do tecido glandular (gl) e do tecido adiposo (ad) e (ii) interação por interação, considerando a fração de energia depositada no tecido glandular, para cada história, baseada nas seções de choque para cada efeito de interação ponderada pelo tipo de tecido.

Resultados e Discussões: A figura 1 mostra os resultados de dose glandular média por fóton, obtidos em função da energia do feixe, para mamas de diferentes espessuras e glandularidade 20%, bem como as diferenças relativas entre os modelos (i) e (ii). As diferenças entre os modelos aumentam com a energia do fóton incidente, sendo maiores para mamas mais espessas, que apresentam um maior volume de tecido glandular. Conforme a glandularidade aumenta, a diferença entre os modelos diminui consideravelmente, sendo no máximo 5% para $w_g = 1\%$ e no máximo 1% para $w_g = 70\%$.

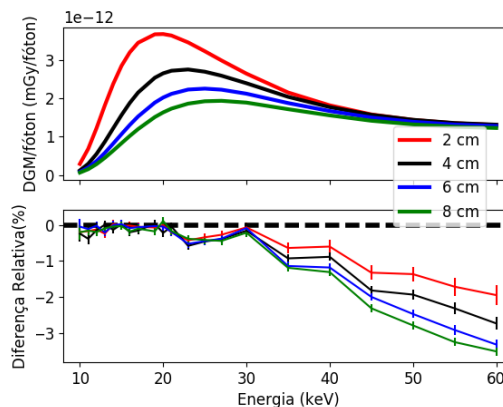


Figura 1 – Acima: DGM obtido pelo método (i). Abaixo: Diferença relativa entre o método (ii).

Conclusões: No intervalo de energia correspondente ao utilizado em Mamografia Digital, as técnicas de ponderação produzem resultados similares, com diferenças inferiores a 1% no cálculo da dose glandular média (DGM). Entretanto, técnicas que utilizem feixes mais energéticos, como mamografia contrastada ou tomografia da mama, podem ter resultados subestimados caso utilizem da ponderação a posteriori.

[1] A. Sarno, G. Mettievier, F. D. Lillo, P. Russo. A Monte Carlo study of monoenergetic and polyenergetic normalized glandular dose (DGN) coefficients in mammography, *Physics in Medicine and Biology* 62 (1) (2017) 306.