

Simulação Monte Carlo de coeficientes de conversão para dosimetria em mamografia

Monte Carlo simulation of conversion coefficients for dosimetry in mammography

Adriana T. D. Rodrigues¹, Rodrigo T. Massera¹, Alessandra Tomal¹

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

Resumo

A dose glandular média (DGM) é considerada a grandeza dosimétrica mais adequada para avaliar os riscos associados à mamografia, uma vez que o tecido glandular é o mais rádiossensível. No entanto, a DGM não pode ser mensurada diretamente devido a distribuição heterogênea dos tecidos mamários. O método bem estabelecido para determinar esta grandeza é baseado no produto do kerma no ar incidente (K_{ar}) na mama por coeficientes de conversão, denominados dose glandular normalizada (DgN) e calculados pelo método Monte Carlo (MC). Contudo, os coeficientes DgN possuem uma larga variação com as características da mama e do espectro incidente, levando a necessidade do uso de tabelas complexas. Neste trabalho, a correlação entre a DGM e outras grandezas dosimétricas (dose média na mama inteira, dose média na pele e dose média no tecido homogêneo) foi estudada, utilizando o código MC PENELOPE (v. 2018) + PenEasy (v. 2020), com o intuito de determinar novos coeficientes de conversão em mamografia. Os resultados deste estudo mostraram que, no intervalo de energia de interesse em mamografia (15-25 keV), os novos coeficientes de conversão obtidos a partir de medições de dose média na mama inteira ou no tecido homogêneo são aproximadamente constantes para cada característica da mama, enquanto os novos coeficientes de conversão da dose média medida na pele apresentaram uma alta variabilidade nesse intervalo. Dessa forma, os coeficientes de conversão propostos nesse estudo podem ser úteis para a estimativa da DGM a partir da avaliação experimental da dose baseada na distribuição de dose em objetos simuladores, podendo ser utilizados de forma alternativa/complementar aos coeficientes DgN.

Palavras-chave: Dosimetria; Mamografia; Simulação Monte Carlo; Coeficientes de conversão.

Abstract

The mean glandular dose (MGD) is considered the most adequate dosimetric quantity to assess the risks associated with mammography, since glandular tissue is the most radiosensitive one. However, the MGD cannot be measured directly due to the heterogeneous distribution of breast tissues. The well-established method for determine this quantity is based on the product of incident air kerma (K_{air}) in the breast by conversion coefficients, called normalized glandular dose (DgN) and calculated by the Monte Carlo (MC) method. However, the DgN coefficients have a wide variation with the characteristics of the breast and the incident spectrum, leading to the necessity of using complex tables. In this work, the correlation between MGD and other dosimetric quantities (mean dose in the whole breast, mean dose in the skin and mean dose in the homogeneous tissue) was studied, using the code MC PENELOPE (v. 2018) + PenEasy (v. 2020), in order to determine new conversion coefficients in mammography. The results of this study showed that, in the energy range of interest in mammography (15-25 keV), the new conversion coefficients obtained from mean dose measurements in the whole breast or in the homogeneous tissue are approximately constant for each breast characteristic, while the new conversion coefficients of the mean dose measured in the skin showed a high variability in this range. Thus, these conversion coefficients may be useful for estimating the MGD from the experimental dose assessment based on dose distribution in phantoms, and can be used as an alternative/complementary to the DgN coefficients.

Keywords: Dosimetry; Mammography; Monte Carlo simulation; Conversion coefficients.

1. Introdução

O câncer de mama é o tipo de tumor maligno mais comum entre as mulheres no Brasil e no mundo (1), sendo o maior responsável pelas mortes por câncer nesta população (2). Para a detecção precoce da doença, a principal técnica utilizada atualmente é a mamografia (3). A dose absorvida na mama devido à exposição à radiação ionizante neste exame gera uma preocupação sobre a possibilidade de indução de carcinogênese nas mulheres (4). Dessa forma, a dosimetria em mamografia é fundamental para avaliar a dose depositada na mama e minimizar os riscos associados à realização do exame.

Atualmente a dose glandular média (DGM) é a grandeza dosimétrica recomendada por protocolos nacionais e internacionais para dosimetria em

mamografia (5), uma vez que o tecido glandular tem a maior rádiossensibilidade em comparação aos outros tecidos que compõem a mama. No entanto, a determinação experimental e direta desta grandeza é impossível, dado que o tecido glandular de interesse é heterogeneamente distribuído dentro da mama. Sendo assim, usualmente são utilizados coeficientes de conversão DgN (dose glandular normalizada), obtidos por simulação Monte Carlo (MC), para estimar a DGM a partir do kerma no ar incidente na mama, determinado na posição de entrada da pele (6,7).

Um avanço importante para a dosimetria em mamografia seria considerar a dose absorvida em diferentes regiões da mama para obter a DGM. Nesse sentido, este trabalho teve como objetivo estudar a correlação entre a DGM e outras grandezas

dosimétricas mensuráveis experimentalmente para determinar novos coeficientes de conversão alternativos e/ou complementares em mamografia que considerem a atenuação da radiação ao longo da profundidade da mama. Dessa forma, a simulação MC foi utilizada para estimar grandezas dosimétricas para diferentes parâmetros de exposição e características da mama: dose glandular média (DGM), dose média na mama inteira (DMI), dose média na pele (DMP) e dose média no tecido homogêneo (DMH).

2. Materiais e Métodos

2.1. Simulação do exame de mamografia

O código Monte Carlo PENELOPE (v. 2018) (8) com a extensão PenEasy (v. 2020) (9,10) como programa principal foi utilizado para realizar as simulações. A geometria simulada (Figura 1) representa um exame de mamografia na projeção crânio-caudal. Um bloco (30×17×30 cm³) de água representa o tórax do paciente. A mama comprimida está localizada entre duas placas (26×14×0,2 cm³) de polimetilmetacrilato (PMMA), que representam as bandejas de suporte e compressão. Uma fonte pontual emite um feixe de fótons que é colimado pelas arestas da superfície de um detector ideal de área de 26×14 cm² e localizado a 1,5 cm abaixo da bandeja de suporte e a 66,0 cm abaixo da fonte.

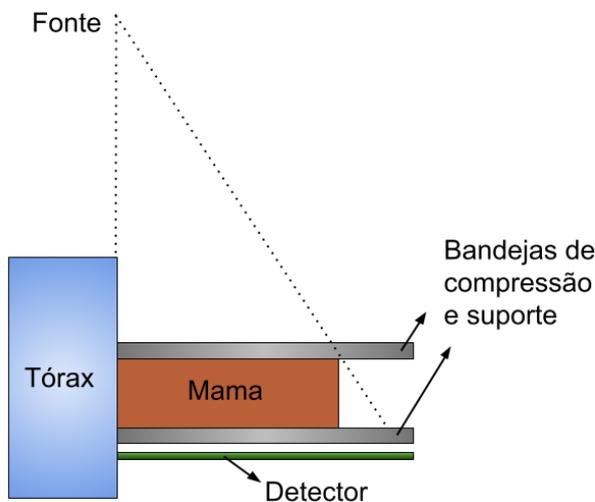


Figura 1. Vista lateral da geometria utilizada nas simulações.

A mama, ilustrada na Figura 2, foi modelada por um semicilindro com raio de 10 cm e espessura variável entre 2 e 8 cm. A região central da mama é composta por uma mistura homogênea de tecidos adiposo e glandular em diferentes frações de massa (glandularidade) variando entre 1% e 50%, sendo envolvida por uma camada de pele de 1,5 mm.

Foram simulados fótons monoenergéticos com a energia variando entre 1 e 50 keV, em intervalos de 0,5 keV. A energia de corte para fótons foi de 1 keV, enquanto os elétrons secundários foram considerados localmente depositados. O número de histórias (fótons gerados pela fonte) simuladas foi da ordem de 10⁸, para atingir incertezas estatísticas

menores que 1% (considerando dois desvios padrões).

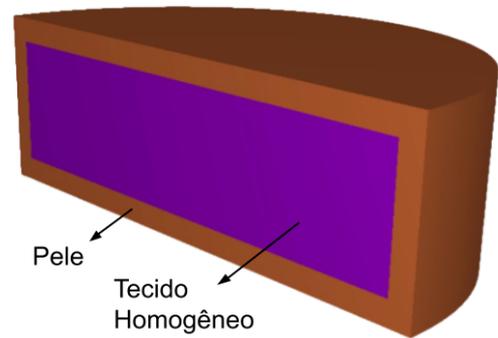


Figura 2. Modelo da mama utilizado nas simulações.

2.2. Grandezas dosimétricas

As doses médias depositadas na mama inteira (DMI), na pele (DMP) e no tecido homogêneo (DMH) foram calculadas, por número *N* de histórias simuladas, conforme definido na Equação 1.

$$DMI, DMP, DMH = \frac{\sum_i^N (E_k)_i}{N \times m_k} \tag{1}$$

Em que $(E_k)_i$ é a energia depositada no tecido de interesse e m_k sua massa, enquanto os sub-índices *k* representam a mama inteira, a pele ou o tecido homogêneo para o cálculo da DMI, DMP e DMH, respectivamente.

A dose glandular média (DGM), por número *N* de histórias simuladas, para uma mama de glandularidade f_g , foi calculada pela Equação 2.

$$DGM = \frac{E_g}{N \times m_h \times f_g} \tag{2}$$

Em que $E_g = \sum_{i=1}^N (E_h)_i \times G(E_h)$ é a energia depositada no tecido glandular, e $(E_h)_i$ é a energia depositada no tecido homogêneo em cada história *N*. $G(E)$ é o fator de ponderação que converte a energia depositada no tecido homogêneo em energia depositada no tecido glandular, sendo definido na Equação 3.

$$G(E) = \frac{f_g (\mu_{en}/\rho)_g}{f_g (\mu_{en}/\rho)_g (1 - f_g) + (\mu_{en}/\rho)_a} \tag{3}$$

Onde $(\mu_{en}/\rho)_g$ e $(\mu_{en}/\rho)_a$ são os coeficientes mássicos de absorção dos tecidos glandular e adiposo, respectivamente.

Os coeficientes de conversão da dose média na mama inteira (c_m), dose média na pele (c_p) e dose média no tecido homogêneo (c_m) foram calculados conforme definido nas Equações 4, 5 e 6, respectivamente.

$$c_m = DGM/DMI \tag{4}$$

$$c_p = DGM/DMP \tag{5}$$

$$c_h = DGM/DMH \quad (6)$$

Os resultados das grandezas dosimétricas obtidas diretamente da simulação MC para feixes monoenergéticos foram ponderados a partir de espectros de raios X (seção 2.3) para obtenção de resultados para feixes polienergéticos. As incertezas estatísticas finais foram estimadas através do método de propagação de incertezas.

2.3. Base de dados

A composição e a densidade dos tecidos da mama foram retiradas do trabalho do Hammerstein *et al.* (11). Para mamas de diferentes glandularidades, as composições e densidades do tecido homogêneo foram estimadas a partir das frações de massa de tecidos glandular e adiposo, como proposto por Boone (6). Os coeficientes mássicos de absorção e atenuação utilizados nas simulações MC e no cálculo do fator G foram retirados, respectivamente, das bases de dados do código PENELOPE e do NIST-XCOM (12).

Os espectros de raios X polienergéticos tipicamente utilizados em mamografia foram gerados utilizando os softwares MASMICS e TASMICS (13). A Tabela 1 mostra os espectros polienergéticos avaliados neste trabalho, caracterizados pela combinação alvo/filtro, potencial do tubo, e os valores correspondentes da energia efetiva calculada por (14).

Tabela 1. Energia efetiva para espectros de raios X.

Combinação Alvo/Filtro	Espessura do filtro (mm)	Potencial do tubo (kV)	Energia efetiva (keV)
Mo/Mo	0,03	25	14,4
		30	15,3
		35	15,8
Mo/Rh	0,025	25	15,2
		30	16,0
		35	16,5
W/Rh	0,05	25	17,3
		30	17,9
		35	18,4

Fonte: O autor (2022).

3. Resultados e Discussão

A Figura 3 ilustra os resultados da energia média depositada em diferentes regiões da mama em função da energia do feixe de fótons monoenergéticos incidente em uma mama de espessura 5 cm e glandularidade 20%.

O valor máximo de energia depositada em todas as regiões da mama é observado para energias em torno de 15-25 keV. Isso ocorre porque a interação predominante no intervalo de 10 a 30 keV é o efeito fotoelétrico, resultando em uma maior deposição de energia. No entanto, para energias menores que 15 keV, a energia depositada na região central da mama é pequena devido à grande atenuação do feixe no caminho até a entrada da mama, principalmente, na bandeja de compressão. Por outro lado, a seção de choque do efeito fotoelétrico decresce com o aumento da energia do feixe. Assim para energias acima de 30 keV, o fóton tem uma maior

probabilidade de percorrer toda a espessura da mama sem interagir, e a interação mais provável é o espalhamento Compton, depositando, em média, menos energia.

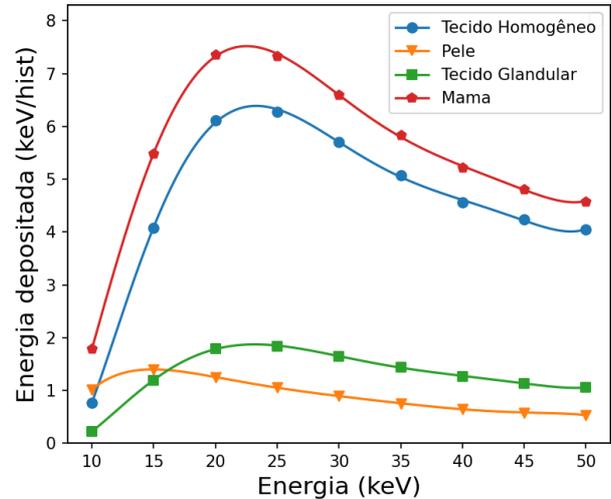


Figura 3. Energia depositada em diferentes regiões da mama. Incertezas menores que os símbolos.

As Figuras 4 e 5 mostram, respectivamente, os coeficientes de conversão c_m e c_p em função da energia do feixe de fótons monoenergéticos para diferentes espessuras da mama e glandularidade 20%.

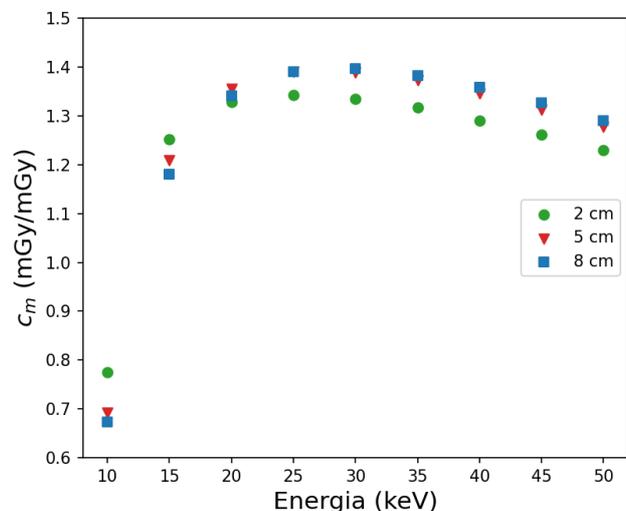


Figura 4. Coeficientes de conversão da dose média na mama inteira. Incertezas menores que os símbolos.

Os coeficientes de conversão c_m crescem à medida que a energia do feixe aumenta até 20 keV, alcançando maiores valores para menores espessuras de mama. Esse resultado é explicado devido a menor espessura de tecido homogêneo para mamas finas, resultando em uma menor deposição de energia na mama inteira. Entre 25 e 35 keV, a dependência com a energia do feixe diminui, e os coeficientes c_m são quase constantes para mamas mais espessas (maiores que 5 cm). Para energias acima de 35 keV, há uma menor probabilidade de interações, depositando uma menor dose na mama e reduzindo os valores de c_m .

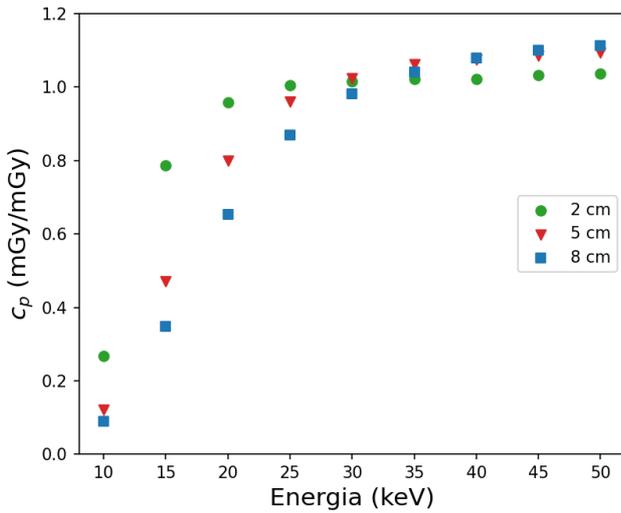


Figura 5. Coeficientes de conversão da dose média na pele. Incertezas menores que os símbolos.

Os coeficientes de conversão c_p crescem à medida que a energia do feixe aumenta e a espessura da mama diminui para energias até 30 keV. Isso ocorre porque a dose depositada na pele aumenta com a espessura da mama, devido ao maior caminho percorrido pelos fótons na região lateral da pele. Para energias acima de 30 keV, essa relação é invertida devido a maior penetrabilidade do feixe, onde c_p assume valores quase constantes em relação a energia do feixe e para mamas acima de 5 cm.

A Figura 6 ilustra o comportamento do coeficiente de conversão da dose no tecido homogêneo (c_h) em função da energia do feixe de fótons monoenergéticos, para diferentes espessuras da mama e diferentes glandularidades (20% e 50%). Por completudeza, a linha de tendência dos dados teóricos também é incluída, representando uma aproximação teórica dos coeficientes $c_h = G/f_g$.

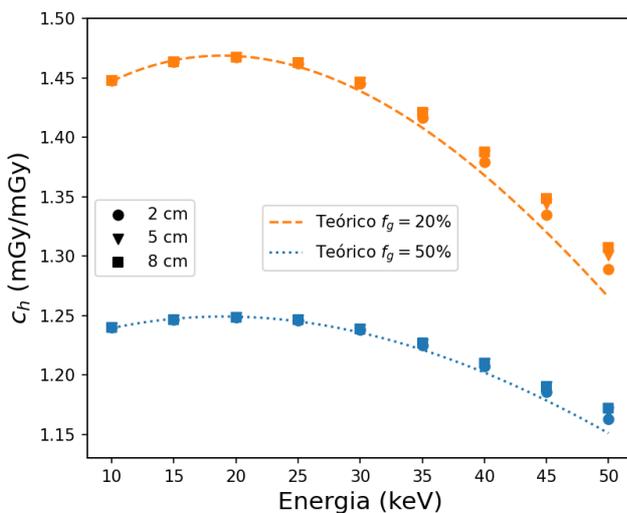


Figura 6. Coeficientes de conversão da dose média no tecido homogêneo. Incertezas menores que os símbolos.

Os coeficientes de conversão c_h são independentes da espessura da mama para energias inferiores a 30 keV. Acima de 35 keV, os valores de

c_h são maiores para mamas mais espessas e apresentam divergências com relação à linha teórica. Isso acontece porque a probabilidade de espalhamento aumenta com a espessura da mama, impactando no cálculo do fator G. Na simulação MC a energia depositada no tecido glandular é ponderada pelo fator G, interação-por-interação, levando em consideração que os fótons espalhados têm uma menor energia que os fótons incidentes. Por outro lado, no cálculo teórico é considerado um valor constante para energia dos fótons, o que subestima os coeficientes de conversão da dose média no tecido homogêneo. Além disso, os valores de c_h decrescem com o aumento da energia do feixe devido à maior probabilidade de espalhamento Compton em altas energias, essa variação ocorre mais rapidamente para a glandularidade de 20% dado à maior sensibilidade do fator G nesse caso. Para as diferentes glandularidades, os coeficientes de conversão c_h apresentam valores aproximadamente constantes em relação a espessura da mama e à energia do feixe no intervalo de 15 a 25 keV. Adicionalmente, os coeficientes c_h são fortemente dependentes da composição da mama, variando em 15% para glandularidade entre 20% e 50%.

A Figura 7 ilustra o comportamento dos coeficientes de conversão em função do potencial do tubo para diferentes combinações alvo/filtro tipicamente utilizadas em mamografia.

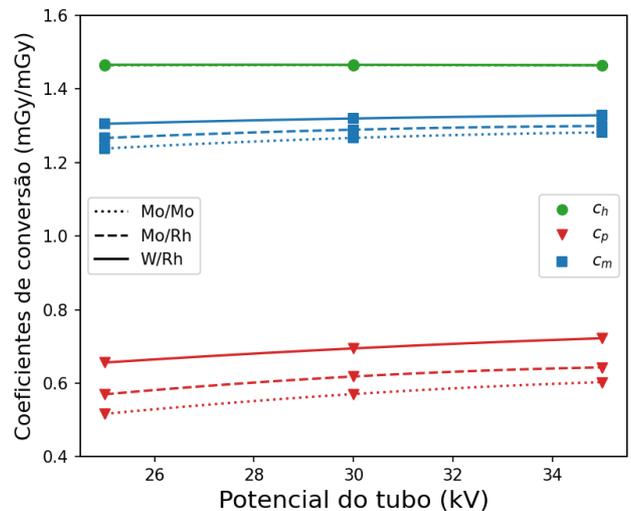


Figura 7. Coeficientes de conversão para diferentes espectros de raios X. Incertezas menores que os símbolos.

Os coeficientes de conversão c_m e c_p crescem à medida que o potencial do tubo aumenta em até 3,5% e 16,7%, respectivamente. Esse comportamento é explicado pelo aumento da energia efetiva dos espectros com o potencial do tubo, sendo maior para combinação W/Rh e menor para combinação Mo/Mo. Por outro lado, os coeficientes de conversão c_h mostraram-se praticamente constantes para todos os espectros estudados.

4. Conclusões

Neste trabalho foram estimados novos coeficientes de conversão para determinar a DGM. Estes coeficientes foram obtidos através de simulações Monte Carlo, possibilitando variar os parâmetros de exposição comumente utilizados na mamografia e as características da mama.

Na faixa de energia da mamografia, os coeficientes de conversão mostram-se úteis para estimar a DGM a partir de medições de dose média na mama inteira ou dose média no tecido homogêneo da mama devido à dependência observada com feixes monoenergéticos e polienergéticos. Por outro lado, os coeficientes de conversão c_p mostram-se úteis para feixes de raios X mais energéticos, como os utilizados na mamografia digital realçada por contraste. Por fim, os coeficientes de conversão propostos neste estudo podem ser utilizados como alternativos ou complementares aos coeficientes DgN para determinação da DGM em mamografia com base na avaliação experimental da dose mamária (ou em objetos simuladores de mama).

Agradecimentos

Os autores agradecem os seguintes apoios financeiros: SAE/UNICAMP, CNPq (Processo nº 313600/2021-0 e 104850/2022-1) e FAPESP (Processos nº 2021/08923-7 e 2018/05982-0).

Referências

- Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Estimativa 2020: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2019.
- Ferlay J. et al. Cancer statistics for the year 2020: An overview. *International Journal of Cancer*. 2021;149(4): 178-789.
- World Health Organization. Guide to Cancer Early Diagnosis. Geneva; World Health Organization, 2014.
- Dance DR. and Sechopoulos I. Dosimetry in x-ray-based breast imaging. *Physics in Medicine and Biology*. 2016;61(19): R271-304.
- Dance DR., Skinner CL. and Carlsson GA. Breast dosimetry. *Applied Radiation and isotopes*. 1999;50(1): 185-203.
- Boone JM. Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment. *Radiology*. 1999;213(1): 23-37.
- Wu X., Gingold EL., Barnes GT. and Tucker DM. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. *Radiology*. 1994;193(1): 83-89.
- Salvat F. PENELOPE-2018: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Workshop Proceedings. Barcelona, Spain, 2019.
- Sempau J., Badal A. and Brualla, L. A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries-application to far-from-axis fields. *Medical physics*. 2011;38(11): 5887-5895.
- Massera RT. and Tomal, A. Mamografia Digital: estudos dosimétricos e de qualidade da imagem por simulação Monte Carlo. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2019;13(1): 154-161.
- Hammerstein GR., Miller DW., White DR., Masterson ME., Woodard HQ. and Laughlin JS. Absorbed radiation dose in mammography. *Radiology*, 1979;130(2), 485-491.
- Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z= 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. National Inst. of Standards and Technology-PL, Gaithersburg, MD (United States). Ionizing Radiation Div., 1995.
- Hernandez AM., Seibert JA., Nosratieh A. and Boone JM. Generation and analysis of clinically relevant breast imaging x-ray spectra. *Medical physics*, 2017; 44(6), 2148-2160.
- Routine to calculate the Half Value Layer (HVL), effective energy and average energy of a spectrum. 2022 [cited 2022 March 11]. Available from: https://github.com/gfrmd-ifgw/hvl_calculator

Contato:

Alessandra Tomal
 Instituto de Física “Gleb Wataghin”,
 Universidade Estadual de Campinas.
 Rua Sérgio Buarque de Holanda, 777 - Cidade
 Universitária, Campinas - SP, 13083-859.
 E-mail: atomal@ifi.unicamp.br