

Avaliação das curvas de transmissão de feixes de raios-X em mamografia digital contrastada

Evaluation of transmission curves for X-ray beams in contrast-enhanced digital mammography

Jeferson Barbosa Marques¹, Diego Merigue da Cunha²¹Instituto Nacional do Câncer, Rio de Janeiro, Brasil²Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

Resumo

Imagens mamográficas têm sido cada vez mais importantes na luta contra o câncer de mama. Uma nova técnica de imageamento, denominada mamografia digital contrastada de dupla energia, tem ganhado destaque na avaliação de lesões suspeitas. Essa técnica consiste no uso de um agente contrastante e na exposição da mama em feixes de baixa e alta energia. O objetivo desse trabalho é determinar as curvas de transmissão dos feixes empregados em mamografia digital contrastada, através de diferentes materiais utilizados como blindagem, e seus parâmetros de ajuste α , β e γ . A metodologia foi baseada no método Monte Carlo, utilizando o código PENELOPE. Os resultados mostraram grandes diferenças entre as curvas de transmissão entre os feixes de baixa e alta energia. O parâmetro α diminui com o aumento do potencial do tubo, enquanto β e γ não apresentam uma tendência geral. De modo geral, os resultados obtidos reforçam a importância de se considerar dados de transmissão apropriados para cada técnica de imagem.

Palavras-chave: mamografia digital contrastada; Monte Carlo; proteção radiológica; blindagem.

Abstract

Breast imaging has been increasingly more important in the fight against breast cancer. A new imaging technique, called dual energy contrast-enhanced digital mammography has been gaining attention for evaluation of suspicious lesions. It consists of using a contrast agent and the breast exposure to low- and high- energy beams. The aim of this work is to determine the transmission curves of the x-ray beams employed in contrast-enhanced mammography, through different materials used as shielding, and their fitting parameters α , β e γ . The methodology was based on Monte Carlo method, employing the code PENELOPE. Results show large differences between curves for low- and high- energy beams. Values of α decrease with tube potential, while β e γ do not present a general behavior. Therefore, the results obtained reinforce the importance of considering the proper transmission data for each imaging technique.

Keywords: contrast-enhanced digital mammography; Monte Carlo; radiation protection; shielding.

1. Introdução

A mamografia digital tem sido o exame mais utilizado na prevenção e rastreamento do câncer de mama, embora seu diagnóstico apresente limitações (1-3). Para se obter imagens com um maior precisão e especificidade, imagens de ressonância magnética nuclear têm sido indicadas, embora seja um exame mais caro, menos acessível, com longo tempo de duração, além de ter uma tendência em apresentar resultados falso positivos (3). Como alternativa, outra técnica bastante similar à mamografia digital, chamada mamografia digital contrastada de dupla energia, tem ganhado destaque na busca por diagnósticos mais precisos.

A mamografia digital contrastada de dupla energia é uma técnica de imageamento que consiste na administração intravenosa de um agente contrastante, e uma dupla exposição da mama para aquisição das imagens. Essa técnica tem mostrado bons resultados, permitindo suprir as limitações diagnósticas provenientes das imagens mamográficas convencionais (3,4). Além disso, ela apresenta um menor número de casos falso positivos quando comparada à ressonância magnética nuclear, e com possibilidades de ser mais acessível (3-5).

A dupla exposição à radiação é feita para adquirir imagens em baixa e alta energia. A técnica

empregada em imagens de baixa energia é similar à utilizada em exames de mamografia digital, com o tubo operando entre 28-30 kilovolt peak (kVp), além de combinações alvo/filtro de Mo/Mo, W/Rh, dentre outras (2,6). Para imagens de alta energia, o potencial do tubo varia entre 45-49 kVp, com uso de combinações alvo/filtro de W/Al, W/Cu, dentre outras (6).

A possibilidade de melhor diagnóstico fornecido pela mamografia digital contrastada de dupla energia vem acompanhada de uma tendência a um aumento na dose de radiação na paciente (7,8). O uso de feixes de alta energia também pode acarretar em um aumento na exposição à radiação dos indivíduos ocupacionalmente expostos. Assim, torna-se importante o conhecimento das propriedades de transmissão dos espectros empregados nessa técnica.

2. Materiais e Métodos

Para o cálculo das curvas de transmissão, a metodologia foi baseada no método Monte Carlo, utilizando o código PENELOPE (10).

O modelo geométrico adotado foi baseado nos trabalhos de Simpkin (13) e Li *et al.* (14), e é representado pela Figura 1. Um fóton de energia E_i incide perpendicularmente a bandeja de compressão da mama - que possui 2,5 mm de espessura (14) - e

sai com energia E_m e ângulo θ_m com relação à direção de incidência. Após passar pela bandeja de compressão, o fóton interage com uma blindagem de diferentes espessuras, saindo do material com energia E_f e ângulo θ_f .

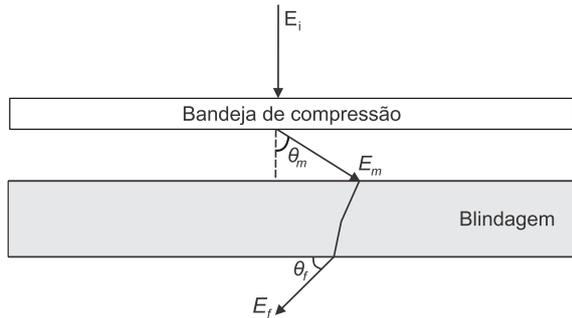


Figura 1. Geometria utilizada para determinação das curvas de transmissão.

Diferentes materiais foram considerados como blindagem, sendo eles: chumbo, madeira, gesso, aço, concreto e vidro, de densidades 11,35; 0,55; 0,75; 7,4; 2,4 e 2,56 g/cm³, respectivamente (15,16). A composição utilizada para gesso e madeira foram obtidos de Simpkin (13) e Li *et al.* (14), respectivamente, enquanto a composição do concreto, vidro e aço são de Simpkin (16). Os dados da bandeja de compressão foram obtidos de Li *et al.* (14).

As curvas de transmissão foram determinadas para espectros produzidos por combinações alvo/filtro de W/Rh e W/Cu, para baixa e alta energia, respectivamente. Foram considerados potenciais de tubo em 28 e 36 kVp para W/Rh, e em 45 e 49 kVp para W/Cu. A espessura do filtro de Rh e Cu era de 0,05 mm e 0,237 mm, respectivamente (18). Os dados dos espectros utilizados foram obtidos de Hernandez *et al.* (19).

O corpo do artigo deve ser escrito utilizando fonte Arial, tamanho 10, normal. O espaçamento no corpo do texto deve ser no padrão simples e o alinhamento do texto deve ser justificado em ambos os lados. Não inserir linhas em branco entre parágrafos, a não ser antes e depois das ilustrações e tabelas. Para artigos redigidos em português ou espanhol, os termos citados no texto em inglês devem estar no formato itálico.

2.1. Determinação das curvas de transmissão

A transmissão de um feixe largo de raios X através de uma espessura x de blindagem é definida pela razão entre o kerma no ar $K(x)$ do feixe após ser atenuado pela blindagem, e o kerma no ar $K(0)$ desse mesmo feixe antes de ser atenuado (16):

$$B(x) = \frac{K(x)}{K(0)} = \frac{\sum_f \frac{E_f}{(\Psi/K)_{E_f} \cos(\theta_f)}}{\sum_m \frac{E_m}{(\Psi/K)_{E_m} \cos(\theta_m)}} \quad (1)$$

onde $(\Psi/K)_E$ representa a fluência energética por unidade de kerma para cada energia E , enquanto o termo $\cos(\theta)$ leva em consideração a fluência planar.

A validação da metodologia foi realizada através da reprodução de resultados publicados por Simpkin (13) e Li *et al.* (14). A comparação entre as curvas mostrou bom acordo, com diferença média menor que 10%.

2.2. Determinação dos parâmetros de ajuste

As curvas obtidas foram ajustadas ao modelo matemático de Archer *et al.* (9), dado por:

$$B(x) = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}} \quad (2)$$

onde x é a espessura do material utilizado como blindagem, e α , β e γ são parâmetros de ajuste.

Para a determinação do parâmetro α , Simpkin (20) propôs duas aproximações. A primeira solução é uma aproximação da equação (2) para grandes valores de x (comportamento em alta atenuação), levando a:

$$\ln B(x) \approx -\alpha x - \frac{1}{\gamma} \ln \left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right). \quad (3)$$

A segunda aproximação considera o valor de α igual ao valor do coeficiente de atenuação linear de cada material utilizado como blindagem, para o fóton de maior energia do espectro.

As duas aproximações apresentadas foram testadas a fim de se obter resultados com menor erro percentual. Partindo desse critério, os valores de α para a combinação alvo/filtro de W/Cu foram obtidos através da primeira aproximação, enquanto para W/Rh a segunda aproximação foi utilizada, sendo os valores de coeficientes de atenuação linear obtidos de Hubbell e Seltzer (21). O regime de alta atenuação foi considerado para valores de $B(x) < 10^{-4}$.

Após a determinação de α , os valores dos parâmetros β e γ foram ajustados às curvas de transmissão através do método dos mínimos quadrados não linear aplicado à equação (2). O processo de ajuste das curvas apresentou um desvio relativo médio de 5,2%.

3. Resultados

As curvas de transmissão através dos materiais utilizados como blindagem para os espectros de W/Rh e W/Cu são mostradas na Figura 2, enquanto a Tabela 1 mostra os valores de camada semirredutora em alta atenuação (CSR_a) para cada curva.

A Figura 2 mostra a grande diferença entre as curvas dos espectros de W/Rh e W/Cu, que ocorre devido aos diferentes potenciais do tubo e às espessuras de filtros.

Como mostrado pela Tabela 1, o valor de CSR_a aumenta com o potencial do tubo. Para a combinação de W/Cu, a CSR_a apresentou uma diferença relativa de 17,38% entre os valores em 45 e 49 kVp, para o concreto.

A Tabela 2 mostra os parâmetros de ajuste determinados para todas as curvas de transmissão apresentadas na Figura 2.

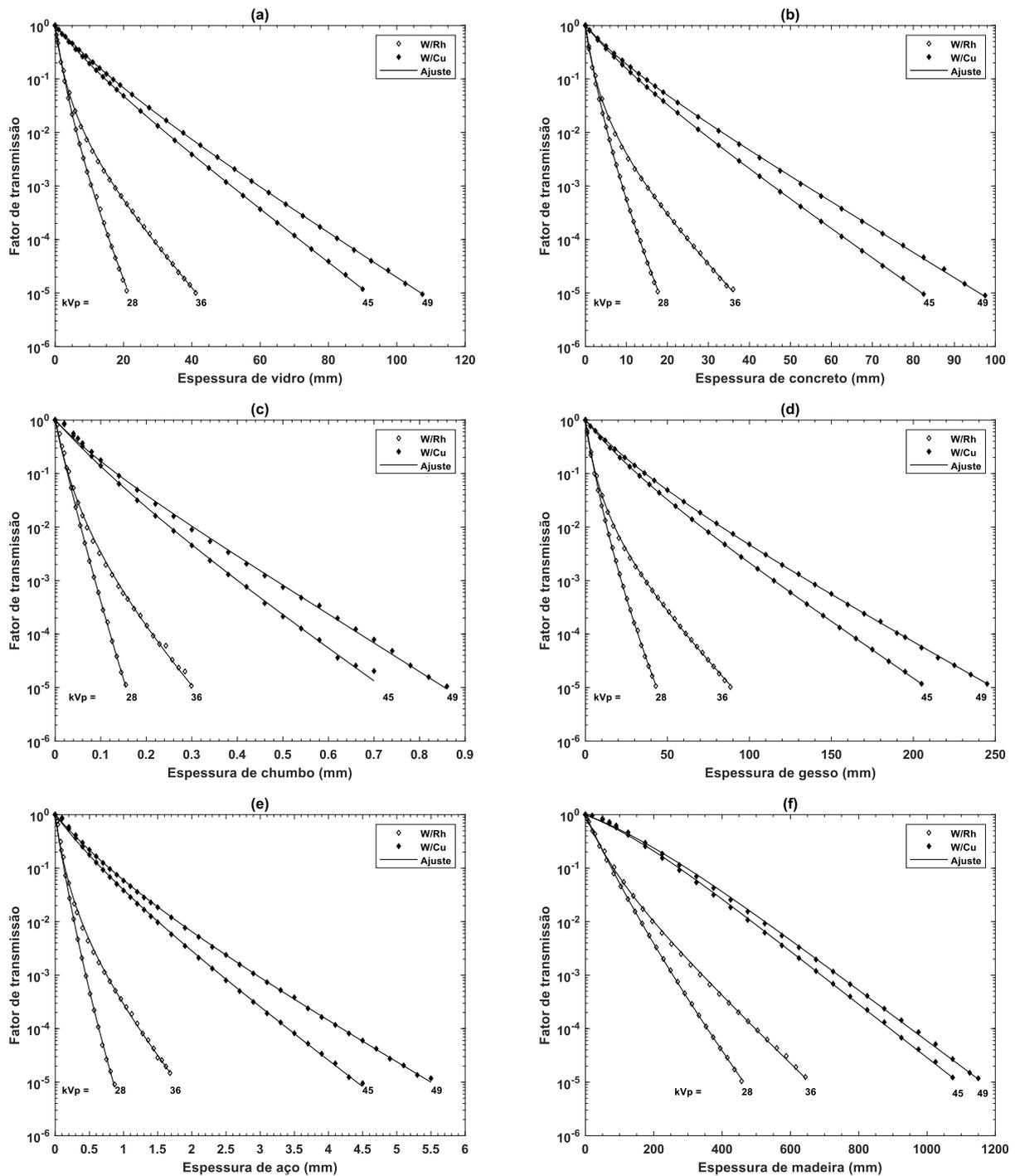


Figura 2. Curvas de transmissão através de (a) vidro, (b) concreto, (c) chumbo, (d) gesso, (e) aço e (f) madeira, para espectros de W/Rh e W/Cu.

Tabela 1. Valores de camada semirredutora em alta atenuação (CSR_a) para as curvas de transmissão de espectros de W/Rh e W/Cu

Material	CSR_a (mm)			
	W/Rh		W/Cu	
	28 kVp	36 kVp	45 kVp	49 kVp
Vidro	1,531	3,564	6,203	7,264
Concreto	1,302	3,396	5,626	6,604
Chumbo	$9,546 \times 10^{-3}$	$3,524 \times 10^{-2}$	$4,465 \times 10^{-2}$	$5,695 \times 10^{-2}$
Gesso	2,630	8,604	$1,429 \times 10^1$	$1,663 \times 10^1$
Aço	$5,144 \times 10^{-2}$	$1,627 \times 10^{-1}$	$3,020 \times 10^{-1}$	$4,156 \times 10^{-1}$
Madeira	$3,116 \times 10^1$	$5,093 \times 10^1$	$5,854 \times 10^1$	$6,486 \times 10^1$

Tabela 2. Parâmetros de ajuste α , β e γ das curvas de transmissão de espectros de W/Rh e W/Cu. Parâmetros α e β são apresentados em mm^{-1}

Material	Parâmetro	W/Rh		W/Cu	
		28 kVp	36 kVp	45 kVp	49 kVp
Vidro	α	$3,054 \times 10^{-1}$	$1,668 \times 10^{-1}$	$1,138 \times 10^{-1}$	$9,455 \times 10^{-2}$
	β	$6,666 \times 10^{-1}$	1,043	$7,116 \times 10^{-2}$	$6,368 \times 10^{-2}$
	γ	$1,909 \times 10^{-1}$	$4,179 \times 10^{-1}$	$4,401 \times 10^{-1}$	$3,639 \times 10^{-1}$
Concreto	α	$3,487 \times 10^{-1}$	$1,863 \times 10^{-1}$	$1,243 \times 10^{-1}$	$1,083 \times 10^{-1}$
	β	$7,446 \times 10^{-1}$	1,228	$8,903 \times 10^{-2}$	$9,042 \times 10^{-2}$
	γ	$1,643 \times 10^{-1}$	$4,149 \times 10^{-1}$	$4,075 \times 10^{-1}$	$5,489 \times 10^{-1}$
Chumbo	α	$4,109 \times 10^1$	$2,141 \times 10^1$	$1,350 \times 10^1$	$1,234 \times 10^1$
	β	$4,687 \times 10^1$	$8,437 \times 10^1$	8,152	8,771
	γ	$6,199 \times 10^{-2}$	$2,932 \times 10^{-1}$	$2,447 \times 10^{-1}$	$5,599 \times 10^{-1}$
Gesso	α	$1,409 \times 10^{-1}$	$7,353 \times 10^{-2}$	$4,820 \times 10^{-2}$	$3,946 \times 10^{-2}$
	β	$3,055 \times 10^{-1}$	$4,981 \times 10^{-1}$	$3,884 \times 10^{-2}$	$3,654 \times 10^{-2}$
	γ	$1,586 \times 10^{-1}$	$4,041 \times 10^{-1}$	$3,953 \times 10^{-1}$	$3,829 \times 10^{-1}$
Aço	α	7,285	3,578	2,217	1,692
	β	$1,211 \times 10^1$	$1,883 \times 10^1$	1,676	1,713
	γ	$1,155 \times 10^{-1}$	$3,379 \times 10^{-1}$	$3,153 \times 10^{-1}$	$3,034 \times 10^{-1}$
Madeira	α	$1,853 \times 10^{-2}$	$1,422 \times 10^{-2}$	$1,149 \times 10^{-2}$	$1,096 \times 10^{-2}$
	β	$1,357 \times 10^{-2}$	$2,303 \times 10^{-2}$	$-5,621 \times 10^{-3}$	$-5,337 \times 10^{-3}$
	γ	$1,424 \times 10^{-1}$	$4,371 \times 10^{-1}$	$6,524 \times 10^{-1}$	$5,426 \times 10^{-1}$

4. Discussão

A Figura 2 mostra uma tendência de aumento do valor absoluto da inclinação em regime de alta atenuação para as duas combinações alvo/filtro estudadas. Em baixa atenuação, o comportamento das curvas para W/Rh não apresenta diferenças significativas entre diferentes potenciais do tubo, enquanto para W/Cu é possível observar uma pequena diferença (14).

Os valores de CSR_a apresentam diferenças significativas. Para W/Rh, foi observado uma diferença relativa média de 178,28%. Para W/Cu, essa diferença foi de 21,13%. Em média, os valores de CSR_a em 45 e 49 kVp para W/Cu são 4,37 e 5,38 vezes maiores que o valor em 28 kVp para W/Rh, respectivamente.

A Tabela 2 mostra que, de modo geral, o valor de α diminui com o aumento do kVp. Essa tendência está de acordo com a literatura, uma vez que o valor de α se relaciona de maneira inversa à CSR_a (14). Os valores de β e γ apresentam comportamentos diferentes. O valor de β aumenta com o aumento do kVp para W/Rh, enquanto para W/Cu seu valor aumenta para concreto, chumbo, madeira e aço, e diminui para vidro e gesso. O parâmetro γ aumenta para todos os materiais para W/Rh, e para W/Cu seu valor aumenta apenas para concreto e chumbo.

5. Conclusões

Os resultados apresentados mostram grandes diferenças entre as curvas de transmissão de espectros utilizados em baixa e alta energia. Foi observado que, para o mesmo material de blindagem, os valores de CSR_a dos espectros estudados de

W/Cu são em média 4,88 vezes maiores que o valor de CSR_a do espectro em 28 kVp de W/Rh.

De modo geral, diferentes comportamentos foram observados para os parâmetros de ajustes com o aumento do potencial do tubo, para os diferentes materiais de blindagem. O parâmetro α diminui com o aumento do kVp para todos os materiais, uma vez que se relaciona de maneira inversamente proporcional ao valor de CSR_a . Por outro lado, os parâmetros β e γ não apresentaram nenhuma tendência geral.

Os resultados obtidos apontam para a necessidade de se considerar dados de transmissão apropriados para cada técnica de imagem, a fim de se garantir os requisitos de proteção radiológica.

Referências

- Karellas A, Vedantham S. Breast cancer imaging: a perspective for the next decade. *Med Phys* 2008;35(11):4878-97
- Dromain C, Thibault F, Diekmann F, Fallenbergh EM, Jong RA, Koomen M, et al. Dual-energy contrast-enhanced digital mammography: initial clinical results of a multireader, multicase study. *Breast Cancer Res* 2012;14(3):1-18.
- James JJ, Tennant SL. Contrast-enhanced spectral mammography (CESM). *Clin Radiol* 2018;73(8):715-23.
- Jochelson MS, Dershaw DD, Sung JS, Heerdt AS, Thornton C, Moskowitz CS, et al. Bilateral contrast-enhanced dual-energy digital mammography: feasibility and comparison with conventional digital mammography and MR imaging in women with known breast carcinoma. *Radiology* 2013;266(3):743-51.
- Lee-Felker SA, Tekchandani L, Thomas M, Gupta E, Andrews-Tang D, Roth A, et al. Newly diagnosed breast cancer: comparison of contrast-enhanced spectral mammography and breast MR imaging in the evaluation of extent of disease. *Radiology* 2017;285(2):389-400.
- Nosratieh A, Hernandez A, Shen SZ, Yaffe MJ, Seibert JA, Boone JM. Mean glandular dose coefficients (DgN) for x-ray

spectra used in contemporary breast imaging systems. *Phys Med Biol* 2015;60(18):7179-90.

7. Jeukens CR, Lalji UC, Meijer E, Bakija B, Theunissen R, Wildberger JE, et al. Radiation exposure of contrast-enhanced spectral mammography compared with full-field digital mammography. *Invest Radiol* 2014;49(10):659-65.
8. James JR, Pavlicek W, Hanson JA, Boltz TF, Patel BK. Breast radiation dose with CESM compared with 2D FFDM and 3D tomosynthesis mammography. *AJR Am J Roentgenol* 2017;208(2):362-72.
9. Archer BR, Thornby JI, Bushong SC. Diagnostic x-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation. *Health Phys* 1983;44(5):507-17.
10. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE-2008: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. *Workshop Proceedings*. Barcelona, Spain;2008.
11. Cunha DM, Tomal A, Poletti ME. Monte Carlo simulation of x-ray spectra in mammography and contrast-enhanced digital mammography using the code PENELOPE. *IEEE Trans Nucl Sci* 2013;60(2):495-502.
12. Del Lama LS, Godeli J, Poletti ME. Monte Carlo simulation studies for the determination of microcalcification thickness and glandular ratio through dual-energy mammography. *Radiat Phys Chem* 2017;137:157-62.
13. Simpkin DJ. Shielding requirements for mammography. *Health Phys* 1987;53(3):267-79.
14. Li X, Zhang D, Liu B. Transmission of broad W/Rh and W/Al (target/filter) x-ray beams operated at 25–49 kVp through common shielding materials. *Med Phys* 2012;39(7):4132-38.
15. Archer BR, Fewell TR, Conway BJ, Quinn PW. Attenuation properties of diagnostic x-ray shielding materials. *Med Phys* 1994;21(9):1499-507.
16. NCRP Report N° 147. Structural shielding design for medical x-ray imaging facilities. Bethesda, MD: National Council for Radiation Protection and Measurements, 2004.
17. Simpkin DJ. Shielding requirements for constant-potential diagnostic x-ray beams determined by a Monte Carlo calculation. *Health Phys* 1989;56(2):151-64.
18. Huang H, Scaduto DA, Liu C, Yang J, Zhu C, Rinaldi K, et al. Comparison of contrast-enhanced digital mammography and contrast-enhanced digital breast tomosynthesis for lesion assessment. *J. Med. Imag.* 2019;6(3):031407.
19. 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.
20. Simpkin DJ. Transmission data for shielding diagnostic x-ray facilities. *Health Phys* 1995;68(5):704-9.
21. 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. Disponível em: <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>. Acesso em 19 fevereiro de 2021.

Contato:

Jeferson Barbosa Marques
Instituto Nacional do Câncer
Praça Cruz Vermelha, 23 - Centro, Rio de Janeiro
- RJ, 20230-130
E-mail: jefbmarques@gmail.com