

Avaliação da Função de Transferência de Modulação de Receptores de Imagem de Csl em Mamografia Digital Utilizando Simulações Monte Carlo

Evaluation of the Modulation Transfer Function for Csl Imaging Receptors in Digital Mamography using Monte Carlo Simulations

Márcia Prado de Souza¹, César Augusto S.C. Assis², Diego Merigue da Cunha¹

¹Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

²Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

Resumo

A resolução espacial dos receptores de imagem digitais é um importante parâmetro para avaliar seu desempenho e sua influência na qualidade das imagens, e pode ser avaliada através da Função de Transferência de Modulação (MTF). Neste trabalho investigou-se o desempenho do receptor de conversão indireta de Iodeto de Césio (Csl) em mamografia digital, por meio da obtenção da MTF utilizando simulações Monte Carlo com o código PENELOPE. Avaliou-se a influência de diversos fatores sobre a MTF, tais como a combinação anodo/filtro, o potencial do tubo de raios X e a atenuação do feixe pela mama. Os resultados mostram que, para um mesmo potencial do tubo, a MTF é maior para a combinação Mo/Mo que para as combinações W/Rh e W/Ag. Além disso, observou-se uma redução na MTF com o aumento do potencial do tubo, principalmente para feixes de fótons com energias acima da borda de absorção K do receptor. A atenuação do feixe pela mama, e o consequente aumento da energia média do feixe, mostrou-se um fator de pouca influência sobre o grau de degradação da resolução da imagem mamográfica.

Palavras-chave: Função de Transferência de Modulação; Mamografia Digital; Simulação Monte Carlo.

Abstract

The spatial resolution of digital imaging receptors is an important parameter to evaluate their performance and influence on image quality, and it can be accessed through the Modulation Transfer Function (MTF). In this work, we investigated the performance of the Cesium Iodide (Csl) indirect conversion receptor in digital mammography, through Monte Carlo simulations for determination of the MTF, with the PENELOPE code. The influence of several factors on MTF was evaluated, such as the anode/filter combination, the potential of the X-ray tube and the attenuation of the beam by the breast. Results showed that, for the same tube potential, the MTF is higher for the Mo/Mo combination than for the W/Rh and W/Ag combinations. In addition, a reduction in MTF was observed with the increase of the tube potential, mainly for photon beams with energies above the K absorption edge of the receptor. The attenuation of the beam by the breast, and the consequent increasing of the average beam energy, showed little influence on the degree of degradation of the resolution of the mammographic image.

Keywords: Modulation Transfer Function, Digital Mammography, Monte Carlo Simulation.

1. Introdução

Os avanços na tecnologia de imagens em Mamografia Digital nas últimas décadas foram de grande importância na área da saúde, e esta técnica encontra-se atualmente presente nos hospitais e clínicas do país e do mundo, tendo praticamente substituído o sistema analógico (1). O sistema digital é mais vantajoso por ter aquisição de imagem mais rápida e de melhor qualidade, além disso, também permite o processamento e acesso remoto às imagens (1).

A resolução espacial dos receptores de imagem digitais é um importante parâmetro para avaliar seu desempenho e sua influência na qualidade das imagens. A resolução espacial pode ser avaliada através da Função de Transferência de Modulação (MTF), pois esta função representa adequadamente o limite aproximado da resolução espacial do sistema de imagem digital (2,3).

Atualmente diferentes tipos de receptores digitais são utilizados para aquisição de imagens mamográficas (4). Os detectores de Iodeto de Césio (Csl), em particular, vêm sendo empregados no

processo de conversão indireta de raios X em sinal elétrico, já que este material é um cintilador estruturado capaz de reduzir a dispersão de luz emitida (3). Na conversão indireta a absorção da energia do fóton produz um sinal luminoso, que induz a liberação de cargas elétricas, posteriormente coletadas por um transistor de filme fino (TFT) (3).

O estudo da MTF em receptores de imagens digitais vem sendo realizado por diversos autores, tanto por métodos experimentais (5-7), abordagens analíticas (8-12) e por simulações Monte Carlo (4,13-17). Em particular, o método Monte Carlo apresenta a vantagem de permitir a simulação detalhada do transporte da radiação, bem como a produção de radiação secundária em diferentes materiais, fornecendo resultados em boa concordância com os resultados experimentais (18).

Neste trabalho, avaliou-se a MTF em receptores digitais de Csl em mamografia digital e a influência de diversos fatores, tais como a dependência da combinação anodo/filtro; a influência do potencial do tubo de raios X e a atenuação da radiação pela mama. Para isso foi utilizado o código computacional PENELOPE (versão 2008) para

simulação Monte Carlo do transporte da radiação no interior do receptor (19).

2. Materiais e Métodos

2.1. Modelo Geométrico

O modelo geométrico do detector foi definido como uma camada homogênea de CsI com 150 μm de espessura (15), como apresentado na Figura 1-(a). Um feixe estreito polienergético incidia perpendicularmente sobre o receptor.

Ao interagir com o material do receptor, parte da energia do feixe é dispersada radialmente. A fim de avaliar a quantidade de energia depositada em função da distância radial, o receptor foi subdividido em anéis concêntricos, em incrementos de raio de 50 μm, como mostra a Figura 1-(b) (15).

A Função de dispersão pontual (PSF), ρ(r), do feixe incidente no receptor foi obtida como a energia depositada por unidade de massa em função da distância radial.

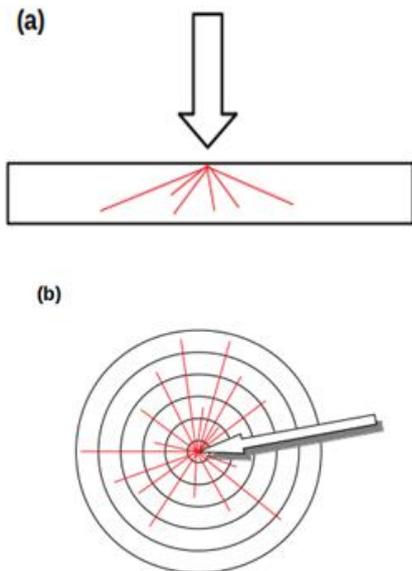


Figura 1. (a) Fótons de raios X incidindo perpendicularmente sobre o plano do receptor. (b) Visão superior do receptor seccionado por anéis concêntricos, seta indicando o ponto de incidência do feixe e dispersão provocada por radiação secundária

2.2. Espectros Utilizados

Os espectros utilizados neste trabalho foram obtidos de Hernandez et al. (20) para anodos de Tungstênio (W) e Molibdênio (Mo), para potenciais do tubo entre 24 e 36kV. Os espectros foram atenuados por uma coluna de ar de 60 cm e pela bandeja de compressão de 3 mm de policarbonato. Os feixes também foram atenuados pela filtração adicional, composta por filtros de Molibdênio (Mo), Ródio (Rh) e Prata (Ag), formando as combinações anodo/filtro de Mo/Mo W/Rh e W/Ag, usualmente encontradas nos mamógrafos digitais (20).

Para avaliar a influência da atenuação do espectro pela mama na resolução do detector, foram realizadas também simulações em que os espectros eram atenuados pela mama. Para isso, considerou-se mamas compostas por 20% de tecido glandular,

com duas camadas de pele, de espessura de 1.5mm cada (21) e com diferentes espessuras de compressão, sendo essas 3cm, 5cm e 7cm (7).

2.3. Determinação da Função de Transferência de Modulação (MTF)

A MTF foi obtida aplicando-se a transformada de Hankel, H, sobre a PSF (15).

$$MTF = H\{\rho(r)\} \tag{1}$$

Onde ρ(r) é a PSF e H{ρ(r)} é o operador da transformada de Hankel. A Equação (1) pode ser escrita da forma:

$$MTF(k) = 2\pi \int_0^\infty \rho(r) J_0(2\pi kr) r dr \tag{2}$$

Onde J₀ é a Função de Bessel de ordem zero e k é a frequência espacial (15).

3. Resultados

A Figura 2 mostra a PSF obtida para os potenciais de 28 kV e 36 kV para a combinação anodo/filtro de W/Rh.

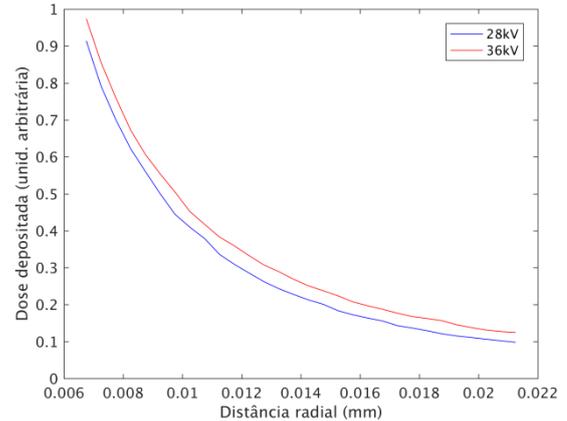


Figura 2. PSF para a combinação anodo/filtro de W/Rh em 28kV e 36 kV.

A Figura 3 mostra a dependência da MTF com a combinação anodo/filtro, para as combinações Mo/Mo, W/Rh e W/Ag em 28 kV.

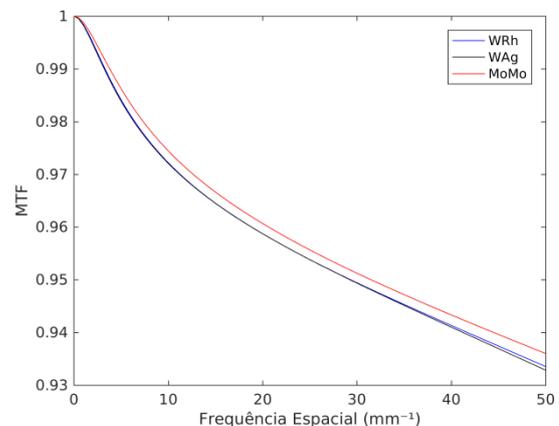


Figura 3. MTF para combinações anodo/filtro, W/Rh, W/Ag e Mo/Mo em 28 kV.

A Figura 4 mostra a dependência da MTF com o potencial do tubo de raios X, considerando a combinação anodo/filtro de W/Rh.

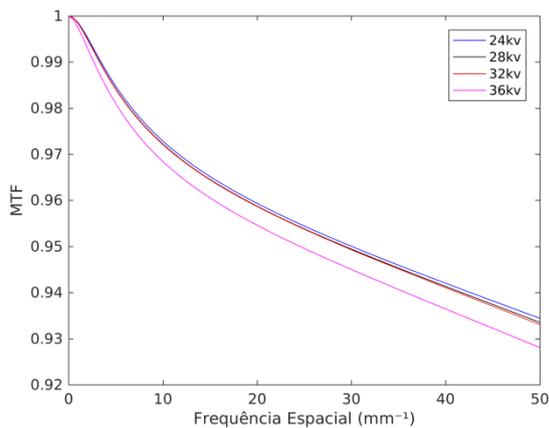


Figura 4. Dependência da MTF com a variação no potencial do tubo de raios X com anodo de W e filtro de Rh.

A Figura 5 mostra a dependência da MTF com a atenuação do feixe pela mama, para mamas de diferentes espessuras, considerando a combinação anodo/filtro de W/Rh em 28 kV.

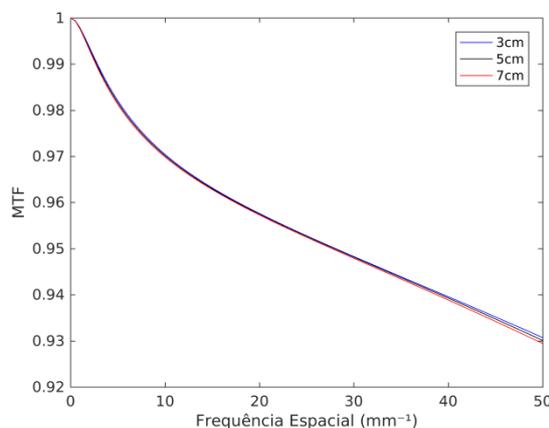


Figura 5. Dependência da MTF com a espessura de compressão de uma mama 20% glandular.

4. Discussão

Na Figura 3 é possível notar que a MTF para a combinação anodo/filtro de Mo/Mo se mostra mais elevada que aquelas obtidas para W/Rh e W/Ag, o que pode ser explicado pela diferença de energia média dos espectros para cada combinação anodo/filtro. Para um mesmo potencial, as combinações W/Rh e W/Ag apresentam energia média maior que a Mo/Mo. Assim a proporção de interações dos fótons no receptor por espalhamento Compton, relativa a absorção fotoelétrica é maior para as duas primeiras combinações, ocasionando o aumento da dispersão espacial da energia do feixe e a conseqüente diminuição da resolução espacial das imagens.

A Figura 4 mostra a influência do potencial do tubo no comportamento da MTF. Em geral o aumento do potencial tende a reduzir a MTF. Em particular observa-se que em 36 kV há uma redução significativa dos valores da MTF. Essa redução está relacionada com a produção de fluorescência de raios X decorrente das interações fotoelétricas. As energias da borda K de absorção para o CsI são de 33 kV e 36 kV, para os elementos Iodo e Césio, respectivamente. Assim, feixes de raios X com

fótons acima dessas energias tenderão a produzir mais radiação característica, e parte dessa energia será absorvida no próprio receptor, degradando a qualidade da imagem (15). Este efeito pode ser observado também na Figura 2, onde se nota que a PSF para o potencial de 36 kV apresenta-se mais larga que em 28 kV, evidenciando o aumento na dispersão radial de energia devido a fluorescência de raios X. Estes resultados estão em acordo com o observado por outros autores (4,13,15).

É possível observar a partir da Figura 5 que, para uma mesma combinação anodo/filtro e potencial do tubo, mesmo variando a espessura de compressão da mama, a MTF permanece praticamente a mesma. Esse resultado indica que embora a espessura da mama seja um fator de atenuação do feixe, aumentando, portanto, sua energia média, esse é um fator de degradação praticamente desprezível.

5. Conclusões

Os resultados obtidos apontam que a combinação anodo/filtro apresenta influência sobre a resolução espacial da imagem. Para um mesmo potencial do tubo, as combinações anodo/filtro de W/Rh e W/Ag apresentam valores de MTF levemente inferiores que a combinação Mo/Mo.

Os resultados obtidos também mostram que o detector de conversão indireta de CsI apresenta melhor desempenho quando aplicado a potenciais mais baixos, menores que 33 kV, já que nessa faixa não corre a emissão de radiação característica, produzida em transições dos elétrons para a camada K dos átomos do receptor.

Observou-se também que a atenuação do feixe pela mama, e o conseqüente aumento da energia média do feixe, não acarretou em alterações significativas na MTF, indicando que esse efeito não acarreta em perda da resolução espacial da imagem.

Agradecimentos

Agradecemos o apoio financeiro ao projeto, concedido pela CNPq, no Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica – PIBIC/UFU.

Referências

1. Lança, L., & Silva, A. Digital radiography detectors—A technical overview: Part 2. Radiography, 15(2), 134-8; 2009.
2. Sakellaris, T., Koutalonis, M., Spyrou, G., & Pascoal, A. A Monte Carlo study of the influence of focal spot size, intensity distribution, breast thickness and magnification on spatial resolution of an a-Se digital mammography system using the generalized MTF. Physica Medica, 30(3), 286-95; 2014.
3. Bushberg, J. T., & Boone, J. M. The essential physics of medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
4. Liaparinos, P. F., & Kandarakis, I. S. Overestimations in zero frequency DQE of x-ray imaging converters assessed by Monte Carlo techniques based on the study of energy impartation events. Medical physics, 38(7), 4440-50; 2011.
5. Scaduto, D. A., Tousignant, O., & Zhao, W. Experimental characterization of a direct conversion amorphous selenium detector with thicker conversion layer for dual-energy contrast-enhanced breast imaging. Medical physics, 44(8), 3965-77; 2017.
6. Madhav, P., Bowsher, J. E., Cutler, S. J., & Tornai, M. P. Characterizing the MTF in 3D for a quantized SPECT camera

- having arbitrary trajectories. IEEE transactions on nuclear science, 56(3), 661-70; 2009.
7. Zhao, B., & Zhao, W. Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system. Medical physics, 35(5), 1978-87; 2008.
 8. Hu, Y. H., & Zhao, W. The effect of amorphous selenium detector thickness on dual-energy digital breast imaging. Medical physics, 41(11), 111904; 2014.
 9. Hander, T. A., Lancaster, J. L., Kopp, D. T., Lasher, J. C., Blumhardt, R., & Fox, P. T. Rapid objective measurement of gamma camera resolution using statistical moments. Medical physics, 24(2), 327-34; 1997.
 10. Velo, P., & Zakaria, A. Determining Spatial Resolution of Gamma Cameras Using MATLAB. Journal of medical imaging and radiation sciences, 48(1), 39-42; 2017.
 11. Tyson, R. K., & Amtey, S. R. Practical considerations in gamma camera line spread function measurement. Medical physics, 5(6), 480-4; 1978.
 12. Yun, S., Kim, H. K., Youn, H., Tanguay, J., & Cunningham, I. A. Analytic model of energy-absorption response functions in compound x-ray detector materials. IEEE transactions on medical imaging, 32(10), 1819-28; 2013.
 13. Boone, J. M., Seibert, J. A., Sabol, J. M., & Tecotzky, M. A Monte Carlo study of x-ray fluorescence in x-ray detectors. Medical physics, 26(6), 905-16. 1999.
 14. Liaparinos, P., & Bliznakova, K. Monte Carlo performance on the x-ray converter thickness in digital mammography using software breast models. Medical physics, 39(11), 6638-51; 2012.
 15. Hajdok, G., Battista, J. J., & Cunningham, I. A. Fundamental x-ray interaction limits in diagnostic imaging detectors: Spatial resolution. Medical physics, 35(7Part1), 3180-93; 2008.
 16. Freed, M., Park, S., & Badano, A. A fast, angle-dependent, analytical model of CsI detector response for optimization of 3D x-ray breast imaging systems. Medical physics, 37(6Part1), 2593-605; 2010.
 17. M. Hunter, D., Belev, G., Kasap, S., & J. Yaffe, M. Measured and calculated K-fluorescence effects on the MTF of an amorphous-selenium based CCD x-ray detector. Medical physics, 39(2), 608-22; 2012.
 18. Liaparinos, P. F., Kandarakis, I. S., Cavouras, D. A., Delis, H. B., & Panayiotakis, G. S. Modeling granular phosphor screens by Monte Carlo methods. Medical physics, 33(12), 4502-4514; 2006.
 19. 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
 20. Hernandez, A. M., Seibert, J. A., Nosratieh, A., & Boone, J. M. Generation and analysis of clinically relevant breast imaging x-ray spectra. Medical physics, 44(6), 2148-60; 2017.
 21. Yaffe, M. J., Boone, J. M., Packard, N., Alonzo-Proulx, O., Huang, S. Y., Peressotti, C. L., & Brock, K. The myth of the 50-50 breast. Medical physics, 36(12), 5437-43; 2009.

Contato:

Diego Merigue da Cunha
 Instituto de Física, Universidade Federal de
 Uberlândia
 Instituto de Física, Campus Santa Mônica - Bloco A -
 Sala 1A217, Av. João Naves de Ávila 2121, CP 593,
 Uberlândia-MG, CEP 38408-100
 E-mail: dmerigue@ufu.br