

Otimização da Radiologia Digital de Tórax usando Simulação Monte Carlo

Palavras chave: Imagens Médicas, Otimização, Simulação Monte Carlo.

CAMILA SOARES AGUIAR*, HITALO RODRIGUES MENDES, ALESSANDRA TOMAL

Departamento de física Aplicada
Instituto de Física Gleb Wataghin - UNICAMP

INTRODUÇÃO

A radiologia de tórax corresponde a um dos exames radiográficos mais frequentes, sendo utilizada para diagnosticar diversas doenças como pneumonia, nódulos no pulmão e traumas [1]. Esse exame também desempenhou um papel fundamental no diagnóstico de pacientes com COVID-19, devido as suas características vantajosas, como baixo custo e versatilidade [2]. Dessa maneira, torna-se fundamental a aquisição de imagens de boa qualidade para obtenção de diagnósticos mais precisos. Além disso, devido a exposição à radiação ionizante durante a realização do exame, o paciente está sujeito a riscos de efeitos biológicos, como a ocorrência de carcinogênese, de forma que a dose absorvida deve ser adequada [3]. Desse modo, torna-se necessária a otimização da relação entre qualidade da imagem e dose, visando aumentar a sensibilidade do exame e reduzir a necessidade de repetições que aumenta a dose depositada no paciente.

O método de simulação Monte Carlo simula o transporte de radiação e pode ser utilizado em estudos de otimização por permitir investigar a influência de diferentes parâmetros e geometrias. Com esses parâmetros, é possível calcular aqueles que otimizam a qualidade da imagem, adequando a dose absorvida [4]. Nessas simulações, o paciente pode ser representado por objetos simuladores homogêneos com forma geométrica simplificada, que são frequentemente utilizados por serem mais simples de se implementar computacionalmente, além de serem facilmente comparados com resultados experimentais [5].

Estudos prévios da literatura descrevem a otimização de radiografia de tórax, em que são analisadas a influência de diferentes espectros de raios X (variando a filtração adicional e potencial do tubo), objetos simuladores, detectores, entre outros fatores

[6, 7, 8, 9]. No entanto, as diferentes metodologias utilizadas nesses trabalhos resultam na obtenção de diferentes parâmetros de otimização.

Tendo em vista a importância da otimização no exame de radiografia, este trabalho tem como principal objetivo estudar as condições de exposição que otimizam a dose e a qualidade da imagem formada em um exame de radiografia de tórax, em adultos, através de simulações Monte Carlo.

METODOLOGIA

I. Código Monte Carlo

As simulações Monte Carlo foram realizadas com o código PENELOPE v. 2014 + PenEasy v. 2020. O transporte de elétrons não foi simulado e considerou-se que os fótons com energia até 0,5 keV eram absorvidos localmente. Os resultados foram obtidos a partir do *Tally Energy Deposition*, que determina a energia depositada em cada objeto da geometria de simulação.

II. Geometria

A geometria simulava um exame de radiografia de tórax na projeção pósterio-anterior (PA), sendo composta por uma fonte de fótons a 100 cm do detector, um objeto simulador, uma câmara de ionização e uma mesa, como representado na Figura 1. Foi utilizado um objeto simulador homogêneo composto por acrílico, que representa o tórax do paciente adulto, e possui dimensões de $30 \times 30 \times 20$ cm³. Também foram incluídas uma mesa de alumínio com dimensões de $40 \times 40 \times 0,03$ cm³ e uma câmara de ionização composta por ar e com $3,8 \times 2,5 \times 2,5$ cm³. Um detector CR foi considerado.

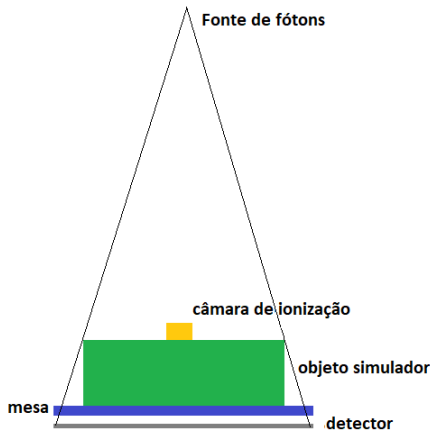


Figura 1: Geometria de simulação do exame de radiografia de tórax

Nas simulações da aquisição de imagens, uma estrutura de contraste composta de alumínio com área 4 cm^2 e altura $0,5 \text{ cm}$ foi incluída no objeto simulador. O sinal na imagem foi quantificado em diferentes regiões do detector, delimitando regiões de interesse (ROI) correspondentes às estruturas de contraste e à região de fundo vizinhas do objeto simulador.

III. Espectros de raios X

Foram utilizados feixes polienergéticos, gerados pelo software *SpekCalc* [10], onde foi considerado um alvo de tungstênio com ângulo do ânodo de 15° , filtração intrínseca de 2 mm de Alumínio + $0,8 \text{ mm}$ de berílio e potencial do tubo variando entre 40 a 150 kV . Além disso, foram utilizados filtros adicionais com diferentes espessuras de alumínio (Al) e cobre (Cu), ou a combinação de ambos materiais.

IV. Otimização

A determinação dos parâmetros ótimos de exposição foi baseada na Figura de Mérito (FOM) que correlaciona qualidade da imagem e dose, e independe do número de fótons incidentes, sendo calculada através da seguinte equação:

$$FOM = \frac{CNR^2}{D} \quad (1)$$

A qualidade da imagem foi quantificada pela razão contraste-ruído (CNR), estimada como:

$$CNR = \frac{E_{ROI_f} - E_{ROI_d}}{\Delta ROI_f} \quad (2)$$

onde E_{ROI_f} e E_{ROI_d} correspondem, respectivamente, à energia depositada na ROI de fundo do detector e na ROI que representa um degrau; e ΔROI_f corresponde a incerteza da energia depositada na região de fundo.

A dose média absorvida no objeto simulador (D) foi obtida dividindo a energia média depositada no objeto simulador pela massa do objeto.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A figura 2 mostra os valores de CNR para feixes polienergéticos produzidos com diferentes potenciais do tubo e diferentes combinações de filtração adicional de Al e Cu. Observa-se que a CNR aumenta com o potencial do tubo, atingindo um valor máximo entre 65 e 90 kV . Esse intervalo corresponde à otimização da qualidade da imagem, sem levar em conta a dose depositada. Para altos potenciais do tubo a CNR diminui até atingir um valor quase constante. Além disso, nota-se o aumento da CNR com a espessura e número atômico da filtração adicional, que ocorre devido ao aumento da energia média do feixe.

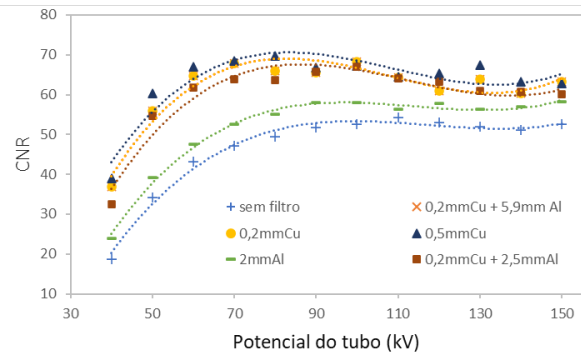


Figura 2: CNR para diferentes espectros de raios X.

A figura 3 mostra os valores da dose D , por história simulada, para diferentes espectros de raios X. Pode-se observar que a dose aumenta com o potencial do tubo, devido ao incremento da energia dos fótons transferida aos elétrons do meio através do efeito fotoelétrico. Além disso, um aumento também é observado com a espessura e número atômico do filtro utilizado, devido à maior atenuação dos fótons de baixa energia para esses filtros, aumentando a energia média do feixe de raios X.

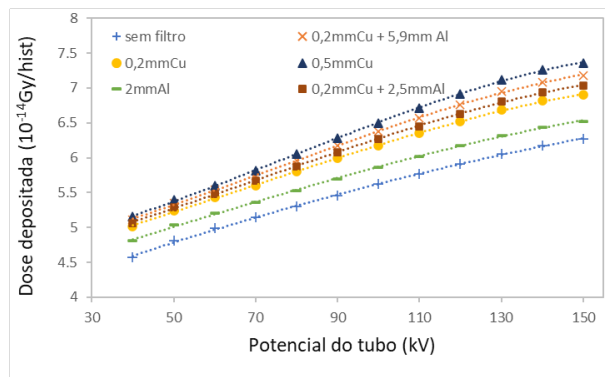


Figura 3: Dose média depositada no objeto simulador, por história, para diferentes espectros de raios X.

Os resultados de *FOM* em função do potencial do tubo para espectros filtrados com diferentes combinações de Al e Cu são mostrados na figura 4. As filtrações escolhidas foram baseadas na literatura e em filtros que são utilizados em radiografia de tórax. Observa-se que a *FOM* aumenta com o potencial do tubo devido ao aumento da *CNR* até atingir um valor máximo e depois diminui devido ao aumento da dose absorvida. Esse máximo corresponde à condição onde a relação qualidade da imagem e dose é otimizada. Observa-se que o potencial ótimo está entre 60 e 90 kV para todos os filtros. Além disso, o filtro em que se obtém maior valor da *FOM* é o utilizando 0,5 mm de Cu ou uma combinação de Al e Cu.

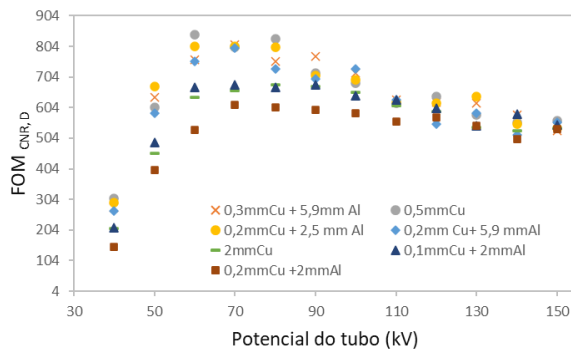


Figura 4: *FOM* para diferentes espectros de raios X.

Estudos prévios de otimização na literatura resultaram na obtenção de diferentes parâmetros de otimização devido às diferentes metodologias empregadas [6, 7, 8, 9]. Doyle [6] estudou a otimização da radiografia digital de tórax, simulando um objeto simulador de acrílico, encontrando potenciais ótimos de exposição entre 60 e 80 kV para regiões do pulmão e coração, com uma filtração adicional de 0,2 mm Cu. O intervalo ótimo de potencial do tubo é similar ao estimado neste trabalho, entretanto, a filtração ótima obtida foi para filtrações acima de 0,2 mm de Cobre. No trabalho de Dobbins [9], também foi estudado um objeto homogêneo de acrílico e a filtração correspondente aos máximos valores de *FOM* foi de 0,2 mm Cu + 2,5 mm Al, enquanto o intervalo do potencial ótimo foi de 90 à 110 kV. No entanto, o cálculo da *FOM* considerou um detector DR, que explica a diferença nos resultados obtidos.

CONCLUSÃO

Neste estudo foram investigados os parâmetros ótimos de exposição em radiografia de tórax usando simulação Monte Carlo. Os resultados obtidos mostraram o com-

portamento da dose depositada no objeto simulador e da razão contraste-ruído com o espectro de raios X. Como conclusão, observou-se que o potencial ótimo está entre 60 e 90 kV. Dentre os filtros adicionais utilizados, aqueles com combinação de Al e Cu (com espessura acima de 0,2 mm) mostraram maiores valores de *FOM*. Adicionalmente, estudos futuros deveriam considerar a variação do produto corrente-tempo devido ao uso de filtros de maior número atômico ou espessura.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao apoio financeiro concedido pelo CNPq e FAPESP, e também à Universidade Estadual de Campinas pela concessão da bolsa PIBIC.

REFERÊNCIAS

- [1] Hobbs D. Chest Radiography for Radiologic Technologists. *Radiologic Technology* 78, p. 494-516, 2007.
- [2] Teixeira PP, et al. COVID-19: radiografia de tórax na predição de desfecho clínico. *J. bras. pneumol.* 46, 2020.
- [3] Costa, MMB. Efeito da filtração adicional nas doses de radiação e na qualidade das imagens nos exames videofluoroscópicos. *Radiol Bras* 42 (6), p. 379-387, 2009
- [4] Mendes HR, et al. Simulação Monte Carlo em radiografia de tórax: estudos de dose e qualidade da imagem. *Rev Bras Fis Med* 13, p. 145-153, 2019.
- [5] Cerqueira R, et al. Construção de um objeto simulador antropomórfico de tórax para medidas de controle da qualidade da imagem em radiodiagnóstico. *Rev Bras Fis Med* 4, p. 39-42, 2010.
- [6] Doyle P, et al. Application of contrast-to-noise ratio in optimizing beam quality for digital chest radiography: comparison of experimental measurements and theoretical simulations. *Phys Med Biol* 51, p. 2953-2970, 2006.
- [7] Ullman G, et al. Towards optimization in digital chest radiography using Monte Carlo Modelling. *Phys Med Biol* 51, p. 2729-2743, 2006.
- [8] Launders J, et al. Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. *Eur Radiol* 11, p. 870-875, 2001.
- [9] Dobbins J, et al. Chest Radiography: Optimization of X-ray Spectrum for Cesium Iodide-Amorphous Silicon Flat-Panel Detector. *Radiology* 226, p. 221-230, 2003.
- [10] G. Poludniowski, et al. *Spekcalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode X-ray tubes.* *Physics in medicine and biology* 54, p. N433, 2009.