

Dose Efetiva Em Exames Radiográficos De Tórax: Um Estudo Com Fantoma Semi-Anatômico

Effective Dose in Chest Radiographic Exams: A Study with Semi-Anatomical Phantom

Thiago V. Claus^{1,3}, Flávio A. P. Soares², Tobias S. Gomes², Tadeu Baumhardt³, Igor C. do Amaral⁴, Jéssica Fetzer⁴, Luísa V. Cassol⁴

¹Programa de Graduação de Física Médica e Radiologia da Universidade Franciscana, Santa Maria – Brasil

²Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Radiológicas /Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil

³Serviço de Radioterapia do Hospital Universitário de Santa Maria, Santa Maria, Brasil

⁴Programa de Graduação em Física Médica, Universidade Franciscana, Santa Maria, Brasil

Resumo

O presente estudo experimental avaliou a influência da técnica de exposição na qualidade da imagem (QI) e na estimativa da dose efetiva (DE) em exames radiográficos de tórax, com o objetivo de otimizar essa técnica. Utilizando um equipamento radiográfico fixo, um fantoma semi-anatômico de tórax e um sistema de radiologia computadorizada (RC) para digitalização das imagens, foram testadas dez combinações de técnicas de exposição, cinco para cada uma das incidências: pósterio-anterior (PA) e lateral (LAT). Medições de dose de radiação foram realizadas com um conjunto dosimétrico calibrado. A DE e a dose média nos órgãos internos foram estimadas para cada conjunto de técnica-incidência utilizando o software PCXMC. A avaliação da QI foi conduzida através da ferramenta "regiões de interesse" do software ImageJ, calculando-se a relação sinal-ruído (RSR) e a relação contraste-ruído (RCR) com base nos valores médios de sinal e ruído obtidos. Uma Figura de Mérito (FM) foi desenvolvida para avaliar a influência da otimização da técnica na QI e dose de radiação. Os resultados indicaram que a estratégia de aumentar a tensão em 44,4% (de 81 para 117 kVp) e reduzir o produto corrente-tempo em 92% (de 20 para 1,6 mA.s para PA e de 40 para 3,2 mA.s para LAT) permitiu uma redução de aproximadamente 90% na DE para ambas as incidências, influenciando minimamente na degradação dos descritores de QI (RSR e RCR). Além disso, a glândula tireoide foi exposta à menor quantidade de radiação em comparação com a medula, coração e fígado, os quais apresentaram valores de dose semelhantes para incidência PA, enquanto na LAT, o fígado recebeu a dose mais alta em relação aos outros órgãos. As doses estimadas podem servir como linha de base para outros serviços, ajudando na otimização da proteção radiológica do paciente.

Palavras-chave: Radiografia, Radiologia computadorizada, Dose efetiva, Razão Sinal-Ruído

Abstract

The present experimental study evaluated the influence of exposure technique on image quality (IQ) and the estimation of effective dose (ED) in chest radiographic examinations, with the aim of optimizing this technique. Using a fixed radiographic equipment, a semi-anatomical chest phantom, and a computed radiography (CR) system for image digitization, ten combinations of exposure techniques were tested, five for each incidence: postero-anterior (PA) and lateral (LAT). Radiation dose measurements were performed with a calibrated dosimetric set. ED and mean organ doses were estimated for each technique-incidence set using PCXMC software. The evaluation of IQ was conducted using the "regions of interest" tool in ImageJ software, calculating the signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) based on the average signal and noise values obtained. A Figure of Merit (FM) was developed to assess the influence of technique optimization on IQ and radiation dose. The results indicated that increasing the voltage by 44.4% (from 81 to 117 kVp) and reducing the current-time product by 92% (from 20 to 1.6 mA.s for PA and from 40 to 3.2 mA.s for LAT) allowed an approximately 90% reduction in ED for both incidences, minimally impacting the degradation of IQ descriptors (SNR and CNR). Additionally, the thyroid gland was exposed to the least amount of radiation compared to the spinal cord, heart, and liver, which showed similar dose values for the PA incidence, while in LAT, the liver received the highest dose relative to the other organs. The estimated doses can serve as a baseline for other services, aiding in the optimization of patient radiological protection.

Keywords: Radiography, Computed radiography, Effective dose, Signal-to-noise ratio.

1. Introdução

Os exames radiográficos de tórax são amplamente empregados como conduta diagnóstica inicial para pacientes em diferentes condições clínicas, representando em média 65% de todos os exames radiográficos realizados em países europeus, oferecem informações valiosas, principalmente sobre as condições pulmonares e cardíaca do paciente (1).

Atualmente, estudos conduzidos por Häggmark et al. (2023) (2), destacam que, apesar do exame ser

uma ferramenta valiosa para a detecção de doenças respiratórias, as radiografias de tórax podem ter limitações devido aos mecanismos de contraste subjacentes contidos na imagem digital (ID). Assim, o ajuste do contraste deve ser capaz de enfatizar o parênquima pulmonar em detrimento das estruturas ósseas em sistemas digitais (SD). Neste sentido, alterações patológicas sutis nos pulmões podem se tornar invisíveis e difíceis de serem detectadas por meio da radiografia de tórax. Entretanto, uma das vantagens da ID é a possibilidade de ajustar os parâmetros de qualidade de imagem (QI), o que pode reduzir as repetições de exames e,

consequentemente, reduzir a dose de radiação entregue ao paciente. Além disso, a ID permite a visualização imediata, possibilitando ajustes em tempo real destes parâmetros de QI. Embora em SD, uma dose de radiação maior geralmente está associada a uma melhor QI, ou seja, apresentam o seu contraste otimizado em exames ósseos mesmo com feixes mais energéticos (valores de tensão maiores [kVp]) (3).

Para Bushong (2022) (4), o gerenciamento de ajuste nos parâmetros elétricos no comando do equipamento radiográfico através do incremento da kVp acompanhado de redução do produto da corrente pelo tempo (mA.s) antes de cada exame/anatomia pode ser estratégico, podendo ser eficaz na redução da dose de radiação para o paciente examinado em SD. Vários fatores devem ser considerados para determinar o valor de cada um desses parâmetros (Técnica), e eles estão interconectados de maneira complexa em relação a dose de radiação e QI, dificultando generalizações abrangentes.

Durante a prática de exame de tórax, são realizadas duas incidências básicas: pósterio-anterior (PA) e lateral esquerda (LAT). Em ambas, a localização anatômica do coração norteia o correto posicionamento do paciente, ou seja, parte anterior e lateral esquerda do paciente devem ficar mais próximas ao receptor de imagem (RI) (5).

Dado que os raios X envolvem riscos relacionados à exposição do paciente, mesmo com uma dose de radiação individual relativamente baixa ao realizar uma radiografia de tórax, sua contribuição para a dose coletiva é significativa devido à frequente utilização desse exame. Assim, é essencial buscar o gerenciamento de benefícios, visando minimizar os riscos associados à prática radiológica (6).

Segundo o princípio da otimização da radioproteção, tanto a quantidade de indivíduos expostos, quanto as magnitudes das doses individuais devem ser mantidas tão baixas quanto possível (7). Desta forma, uma seleção mais racional nos parâmetros de controle no equipamento de radiologia diagnóstica no momento do exame pode levar a uma redução de dose individual em relação ao paciente exposto.

O objetivo deste estudo experimental foi avaliar como a técnica de exposição afeta a qualidade da imagem/anatomia e a estimativa da dose efetiva (DE) em exames radiográficos, utilizando um fantoma semi-anatômico de tórax, com o intuito de identificar maneiras de otimizar essa técnica, por exemplo elevando a tensão e reduzindo o mAs. Nesse contexto, o estudo busca demonstrar que a redução da dose pode não comprometer a QI.

2. Materiais e Métodos

O estudo foi realizado no laboratório de radiodiagnóstico dos cursos de graduação de Radiologia e Física Médica, como parte das pesquisas desenvolvidas durante as disciplinas de Controle de Qualidade e Radiodiagnóstico da Universidade Franciscana (UFN).

2.1 Equipamentos e sistemas

Neste estudo, utilizou-se um equipamento radiográfico em conjunto com um sistema de digitalização de imagens de radiologia computadorizada (RC). O equipamento radiográfico opera em uma faixa de tensão entre 40 e 120 kVp e corrente entre 100 e 630 mA, conectado a um gerador de alta frequência. As imagens foram detectadas por meio de um cassete de 35 cm x 43 cm com uma placa de imagem (PI) correspondente. Essas imagens foram processadas por uma leitora no Sistema RC e visualizadas no monitor da estação de trabalho do sistema. As medidas dosimétricas do feixe de raios X foram feitas com um conjunto dosimétrico. E para avaliação de dose absorvida e efetiva, foi utilizado o programa computacional PCXMC que utiliza modelos anatômicos de pacientes representativos de seis faixas etárias distintas, sendo a seleção do modelo adulto adotada como a abordagem relevante para a pesquisa em questão. Este software foi desenvolvido em 1997, na Finlândia, pela Autoridade em Radiação e Segurança Nuclear da Finlândia. (8), sendo hoje um software comercial. Na Tabela 1 os detalhes dos sistemas usados no estudo, incluindo marca e modelo/versão.

Tabela 1. Descritivo dos sistemas usados durante o estudo.

Sistema	Marca	Modelo
Radiográfico	Intecal	MAAF
Radiologia Computadorizada	Carestream	Direct View Classic CR
Placa de Imagem	Carestream	-
Conjunto dosimétrico	RaySafe Xi	Unfors
Software	ImageJ	Ver. 1.8.0_112
Software	PCXMC	Ver. 2.0

Fonte: O Autor (2024).

2.2 Fantoma semi-anatômico de Tórax

O fantoma semi-anatômico é composto por um esqueleto ósseo envolto por resina, representando a anatomia da região torácica em exames. Suas partes internas foram fabricadas com materiais de densidades similares às do coração (1,06 g/cm³) e dos pulmões (0,1 g/cm³), aproximadamente 10 vezes menos densos que outros tecidos moles corporais (9).

O fantoma semi-anatômico que foi desenvolvido e representa a anatomia com dimensões de um paciente típico, ou seja, massa de 60 kg a 75 kg e altura de 1,60 m a 1,75 m, em que as dimensões para a região do tórax ficaram estabelecidas como: Distância Ântero-Posterior (DAP) de 23 cm e Distância Látero lateral (DLL) de 32 cm (10), como mostrado na Figura 1.



Figura 1. Imagens do Fantoma semi-anatômico. (a) Vista anterior; (b) Vista Posterior; (c) Vista lateral esquerda; (d) Vista lateral direita.

2.3 Metodologia

A pesquisa foi realizada em 5 etapas: 1- Controle de qualidade (CQ) do equipamento radiográfico e sistema de RC; 2- Dosimetria do feixe de raios X, camada semi-redutora (CSR), KERMA ar incidente ($K_{a,i}$) e aquisição das imagens; 3- Simulação de dose média nos órgãos internos (Medula óssea ativa, Coração, Tireoide e Fígado) e DE para cada incidência; 4- Avaliação da qualidade das imagens: Histogramas (sinal e ruído), Regiões de interesse (do inglês - regions of interest - ROI) (sinal e ruído), Descritores de qualidade (Cálculo de Relação Sinal-Ruído - RSR e Relação Contraste-Ruído - RCR) e 5- Análise dos dados.

2.4 Controle de qualidade dos equipamentos

Inicialmente, foram realizados todos os testes de CQ do equipamento radiográfico e do sistema de RC conforme a legislação vigente (11).

2.5 Dosimetria e aquisição das imagens

A quantificação do feixe de raios X foi conduzida mantendo constante a distância entre a fonte de Raios X ao receptor (DFR), enquanto o sistema de detecção foi adequadamente posicionado na superfície do fantoma, permitindo, assim, as medidas de CSR e $K_{a,i}$. A geometria de detecção ficou posicionada a uma distância de 1,57 metro (DFR-DAP) para a PA e 1,48 metro (DFR-DLL) para a LAT, a geometria adotada para a obtenção das imagens e a subsequente avaliação das doses de radiação encontra-se ilustrada na Figura 2a.

Cumprir mencionar que o Fantoma foi temporariamente removido durante a avaliação do $K_{a,i}$, para evitar a contribuição da radiação espalhada nos dados de entrada do programa PCXMC (Figura 2b).

(a) Incidência PA de Tórax



(b) Incidência LAT de Tórax

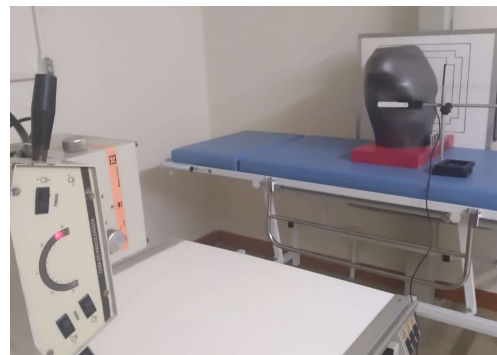


Figura 2. A geometria para aquisição de imagens e medida de $K_{a,i}$. (a) Incidência PA de Tórax; (b) Incidência Lat. de Tórax.

Para a obtenção das radiografias, a DFR foi estabelecida a 1,8m, em conformidade com procedimentos clínicos, um valor substancialmente superior em relação a outras modalidades comparáveis para exames de tórax. As imagens foram capturadas empregando um campo de radiação de dimensões 35 x 43 cm², utilizando RI correspondente em tamanho. Este último foi inserido no compartimento do bucky de mural, local designado para exames torácicos durante práticas clínicas. Da mesma forma, o mesmo RI foi mantido para a obtenção das imagens do fantoma, com o intuito de minimizar variabilidades na obtenção da imagem latente.

Foram obtidas dez radiografias do fantoma semi anatômico, cinco delas para vista PA do Tórax e as outras cinco para vista LAT do Tórax. Na Tabela 2, estão representados os valores de kVp e mA.s (Técnica) que foram selecionados no painel de comando do equipamento radiográfico para aquisição das imagens e as correspondentes medidas de doses de radiação. Estas configurações apresentadas na Tabela 2 representam a prática clínica comumente adotada.

Tabela 2 - Parâmetros elétricos selecionados para cada técnica de exposição

Parâmetros	Téc. 1	Téc. 2	Téc. 3	Téc. 4	Téc. 5
Incidência PA					
kVp	81	90	102	109	117
mA.s	20	10	5,0	3,2	1,6
Incidência LAT					
kVp	81	90	102	109	117
mA.s	40	20	10	5	3,2

Fonte: O autor (2024).

Utilizando a configuração apresentada na Figura 2 foram realizadas 30 exposições. Sendo, 15 delas para incidência PA e 15 para incidência LAT em cada grupo de três medidas de $K_{a,i}$ para cada técnica de exposição, em seguida foi calculado o valor médio para reduzir o erro aleatório.

2.6 Dose absorvida e dose efetiva

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida (DT) que pode ser descrita como a energia média depositada em um órgão ou tecido específico (T). A dosimetria no radiodiagnóstico é de fundamental importância para o CQ e proteção radiológica.

O presente estudo empregou o software PCXMC 2.0 para a realização de simulações de exames radiográficos de tórax, abrangendo as incidências PA e LAT. A condução das simulações requer a inserção de dados de entrada que compreendem informações relativas às condições de geometria e tamanho de campo de radiação do equipamento radiográfico, notadamente o valor de Kerma na $K_{a,i}$ em mili Grays (mGy) e para cada técnica.

Para manter a padronização, conforme Alvarez, et al. 2022 (12), foram utilizados os seguintes parâmetros como base: um número de 200000 fótons por simulação, um ângulo do ânodo de 12,5 graus e uma filtração em milímetros de alumínio (mmAl) medida para cada tensão simulando a CSR durante a utilização do software. De todas as estruturas disponíveis no uso do PCXMC 2.0, foram selecionadas para estes estudo as seguintes: medula óssea ativa, coração, tireoide e fígado. A Figura 3 mostra a indicação do fantoma adulto e a interface para entrada dos dados referente a geometria do exame no PCXMC.

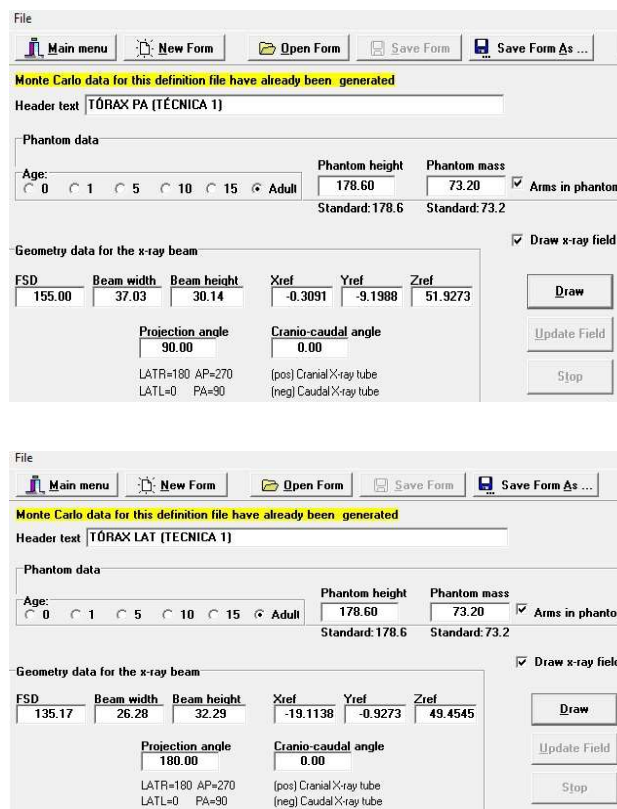


Figura 3. Dados inseridos no programa PCXMC para simulação para incidência PA e LAT.

O software PCXMC 2.0 fornece um relatório detalhado após a conclusão de cada simulação, incluindo a dose média absorvida em mGy e a DE em milliSieverts (mSv), conforme estabelecido pelos fatores de ponderação de tecidos definidos na publicação ICRP 103 (13).

2.7 Avaliação do sinal e ruído

O sinal e o ruído foram avaliados por meio do software de domínio público, *ImageJ* (14), onde seis ROIs foram selecionadas para cada imagem e técnica e posicionados em áreas que pareciam visualmente homogêneas. Para incidência PA centralizou-se o primeiro ROI no esterno, o segundo no lobo superior direito do pulmão, o terceiro no lobo superior esquerdo, o quarto no lobo médio, o quinto no lobo inferior esquerdo e o sexto na borda lateral da imagem sem anatomia, este representando o fundo de imagem. Já para incidência lateral foi centralizado o primeiro ROI no arco aórtico, o segundo no coração, o terceiro na vértebra da coluna torácica, o quarto no ventrículo direito, o quinto nos seios costofrênicos posteriores e o sexto na borda lateral da imagem sem anatomia, este representando o fundo de imagem, todos circulares de mesma área 13,684 mm², conforme padrão usado em outro estudo de Claus et al. (2024) (15), os mesmos estão identificados na Figura 4.

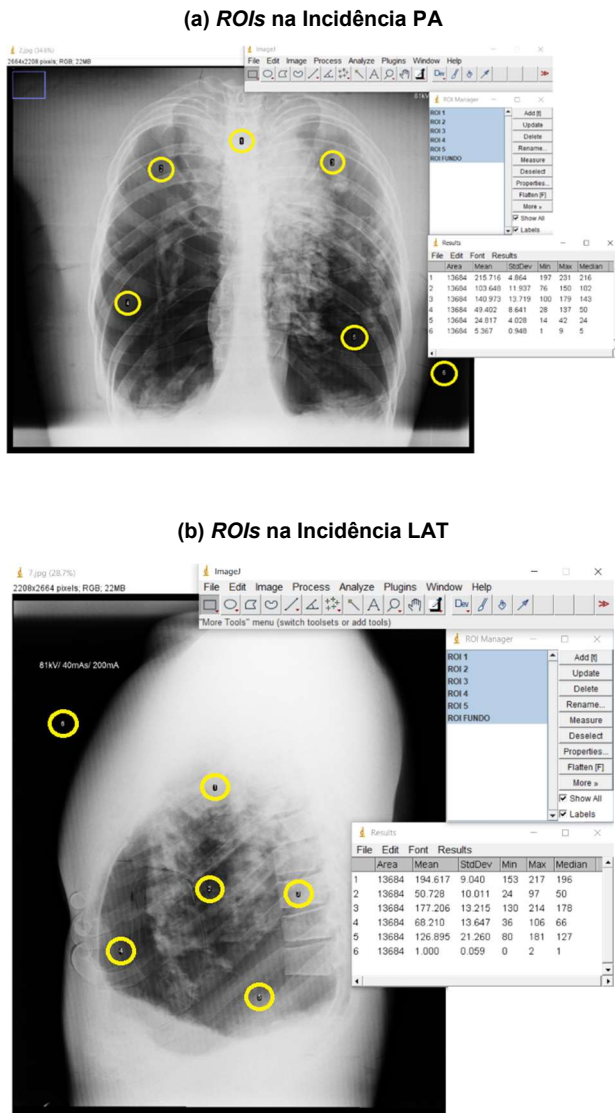


Figura 4. Localização dos ROIs na imagem de referência, Técnica 1, no programa ImageJ. (a) ROIs na Incidência PA; (b) ROIs na Incidência LAT.

2.8 Cálculo da Relação Sinal-Ruído (RSR) e Relação Contraste-Ruído (RCR)

A medida da RSR compara a intensidade do sinal desejado com a intensidade do ruído de fundo, sendo que uma maior RSR indica que o ruído tem menos impacto na qualidade da imagem resultante (16).

Uma análise mais precisa da QI pode ser obtida ao se fazer a média dos valores dos ROIs para se obter um valor único por imagem. Dessa forma, é possível obter a RSR para cada imagem a partir dos seis valores dos ROIs. Conforme a Equação 1 proposta por (17), a RSR é calculada pela média (\bar{x}) dos valores de sinal dos ROIs do 1 ao 5, dividido pelo valor médio do ROI de fundo (ROI 6), para cada técnica de exposição.

$$RSR = \frac{\bar{x} \text{ de Sinal ROIs 1; 2; 3; 4 e 5}}{\text{Ruído ROI 6}} \quad (1)$$

A RCR foi calculada utilizando a diferença média (\bar{x}) entre os valores de sinal do ROI de fundo e de imagem, esta métrica destina-se geralmente para objetos simuladores que geram nível de sinal

homogêneo das imagens obtidas, conforme Equação 2, adaptada de Mendes; Silva; Tomal (2019) (18).

$$RCR = \left| \frac{\bar{x} \text{ valores de sinal (ROI 6)} - \bar{x} \text{ valores de sinal (ROI 5)}}{\text{Ruído ROI 6}} \right| \quad (2)$$

A RCR não é afetada pelo processamento da imagem, sendo assim uma grandeza mais relevante para descrever a visualização de diferentes estruturas em uma ID.

2.9 Otimização por Figura de Mérito

A Figura de Mérito (FM) quantifica a relação entre a QI, aqui tomada como RCR, e a DE, e é aplicada para estimar a influência da técnica utilizada ao se considerar os dois parâmetros simultaneamente. Outros estudos de otimização consideram a dose de radiação e descritores de QI separadamente, no entanto Barba e Culp (2015) (19), propuseram um método para combinar QI e DE numa FM, conforme a Equação 3:

$$FM = \frac{RCR}{DE} \quad (3)$$

2.10 Critérios de seleção

Na quinta etapa, todos os dados foram inseridos no Excel 2007® (Microsoft Corp, Washington, EUA), a fim de facilitar a análise descritiva. Por não existirem valores de referência para definir os limites dos descritores de QI, considerou-se os valores “de referência” aqueles medidos nas imagens adquiridas com a técnica 1 para ambas as incidências de rotina PA e LAT. Optou-se pelo desvio percentual (D%) para comparar as imagens adquiridas em relação à imagem de referência, conforme a Equação 4.

$$D(\%) = \left[\left(\frac{\text{novo valor}}{\text{valor padrão}} - 1 \right) \times 100 \right] \quad (4)$$

3. Resultados e Discussão

Os testes de CQ referentes aos sistemas radiográfico e de RC aplicados ao estudo, valores obtidos e de tolerância estão representados na Tabela 3 (RDC N° 611, 2022 e IN 90/2021) (11,20).

Tabela 3 - Testes de CQ dos sistemas radiográfico e de RC.

Sistema radiográfico			
Teste	Reprodutibilidade		
	Exposição	Tempo	kVp
Valores obtidos	4,20%	0,72%	1,30%
Tolerância	±10%	±10%	±5%
Resultado	Conforme	Conforme	Conforme
Teste	Exatidão		CSR (mmAl)
Valores obtidos	-5,30%	-5,81%	3,09
Tolerância	±10%	±10%	2,9
Resultado	Conforme	Conforme	Conforme
Teste	Rendimento		
	Linearidade	µGy/mAs	
Valores obtidos	4,97%	49,55	

Tolerância	±20%	-
Resultado	Conforme	Conforme
Sistema de RC		
Maior variação da Uniformidade da resposta do detector (RI)	6,89%	Conforme
Artefatos: Não foi encontrado artefatos		Conforme
Chassis: O chassi e cassete se apresentavam íntegros		Conforme
Uniformidade: Desvio máximo aceitável de valor médio e pixel deve ser menor ou igual a 10%		Conforme

Fonte: O autor (2024).

Pode ser observado na tabela 3 os resultados de constância do sistema radiográfico, os valores mostraram que o erro foi menor que 6% no pior caso, o que se encontra abaixo dos 10% aceitos como limite na legislação, o que garante ao mesmo boa reprodutibilidade. O limite mínimo para a CSR em 80 kVp é de 2,9 mmAl, e o encontrado foi 3,09 mmAl, logo o equipamento está em conformidade com a legislação, sendo apto para realização da pesquisa.

3.1 Dosimetria

O incremento na tensão pode reduzir consideravelmente a dose no paciente, por outro lado, eleva a penetração e a radiação espalhada do feixe de raios X no organismo do paciente. Uma das vantagens dos geradores trifásicos e de alta frequência em relação aos monofásicos é a capacidade de utilizar tempos de exposição curtos (4).

De posse dos valores médios de CSR e $K_{a,i}$ para as incidências PA e LAT de tórax foi possível relacioná-los em função da tensão (kVp), conforme a Figura 5.

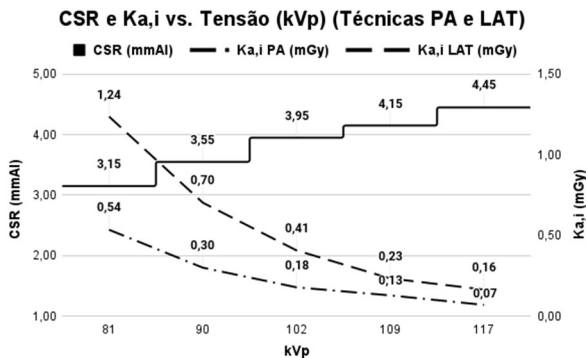


Figura 5. Relaciona CSR e $K_{a,i}$ para as incidências PA e LAT de tórax.

De acordo com a Figura 5, mesmo com o aumento da tensão e consequentemente da CSR há uma redução do $K_{a,i}$ devido a redução do mA.s para cada Técnica, nesse contexto, este estudo busca demonstrar que a redução da dose pode não interferir na QI. Na Figura 6 estão representados o comportamento do $K_{a,i}$, tensão e produto da corrente pelo tempo em função dos fatores elétricos selecionados no painel de comando do equipamento radiográfico, as leituras médias de $K_{a,i}$ (mGy) com os respectivos desvio percentual [D(%)] em relação a Técnica 1, de referência para as incidências, PA e LAT de tórax.

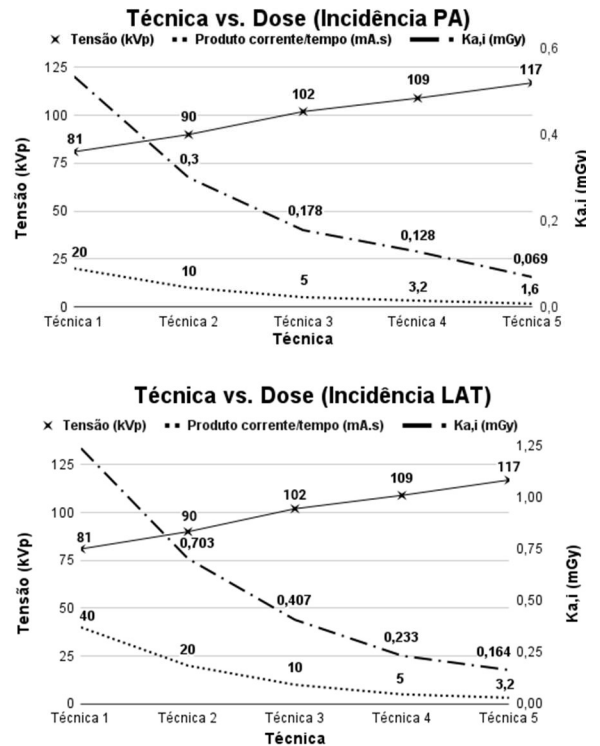


Figura 6. Otimização da técnica de exposição e redução de dose de radiação.

Observa-se na Figura 6, que o fato de elevar a tensão acompanhado da redução do mA.s resulta em otimização da técnica de exposição, pois reduz a quantidade efetiva de fótons do feixe de raios X com expressiva redução de $K_{a,i}$. Para uma dada tensão do tubo, o $K_{a,i}$ deve ser linear com o produto da corrente pelo tempo (mA.s) (3). Nesse contexto, a estratégia de ajustar as configurações radiográficas, particularmente aumentando o kVp e diminuindo o mA.s, emerge como uma abordagem eficaz para mitigar a dose de radiação absorvida em exames radiográficos de tórax. Este estudo reforça a importância dessas modificações criteriosas como uma valiosa contribuição para aprimorar a segurança e eficácia dos procedimentos radiográficos, em benefício direto aos pacientes. Isso está relacionado à redução do produto corrente-tempo (mA.s).

3.2 Dose absorvida (DT) e dose efetiva (DE)

A dose absorvida foi obtida para os principais órgãos da região do tórax (Medula óssea, Coração, Tireoide e Fígado) em mGy e DE em mSv para o exame radiográfico do tórax para as duas incidências, segundo a ICRP 103, com os resultados apresentados na Figura 7.

De acordo com os resultados apresentados na Figura 7, observou-se uma diminuição na DE em relação à técnica utilizada para ambas as incidências. Notavelmente, constatou-se que, durante a incidência PA, a glândula tireoide foi exposta à menor quantidade de radiação quando comparada à medula, coração e fígado, os quais exibiram valores de dose aproximados.

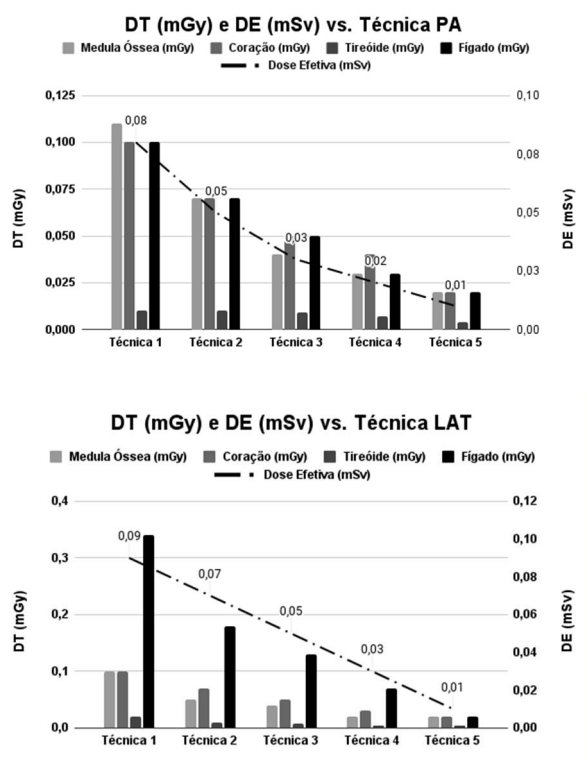


Figura 7. Dose absorvida e Dose efetiva em incidências PA e LAT.

Em contrapartida, na incidência lateral, o fígado apresentou uma dose de radiação superior em comparação aos outros órgãos, o que estava em consonância com a expectativa, dado que o lado direito do paciente se encontra mais próximo do tubo radiográfico, enquanto o lado esquerdo está direcionado ao RI, em conformidade com os requisitos técnicos estabelecidos.

Como resultado das otimizações implementadas nas técnicas 2, 3, 4 e 5, que envolveram o aumento da tensão aplicada em relação à técnica de referência (Técnica 1), observou-se um aumento nas incidências PA e LAT de 11%, 25,9%, 34,6% e 44,4%, respectivamente. Esses aumentos foram acompanhados por reduções correspondentes nas configurações de corrente-tempo (mA.s) em 50%, 75%, 84% e 92% para PA, e 50%, 75%, 87,5% e 92% para LAT. Essas adaptações resultaram em uma notável redução nos índices de exposição à radiação absorvida pelos órgãos internos, estimados por meio de $K_{a,i}$. Para a incidência PA, as reduções foram de 43,9%, 66,7%, 76,1% e 87,1%, enquanto para LAT, os índices diminuíram em 43,2%, 67,1%, 81,2% e 82,6%.

Estudos conduzidos por Oliveira et al. (2020) (21), concluíram que a tensão e o produto corrente-tempo foram os fatores mais significativos que influenciaram tanto a QI quanto a dose de radiação, enquanto a corrente (mA) do tubo teve uma influência menos relevante.

Como consequência direta, houve uma significativa diminuição nas doses efetivas de radiação, tanto para PA quanto para LAT. As reduções nas doses efetivas para Tórax PA foram de 37,5%, 62,5%, 75,0% e 87,5%, enquanto para Tórax LAT foram de 22,2%,

44,4%, 66,7% e 88,9%. Esses resultados ilustram a eficácia das adaptações realizadas para otimizar as técnicas radiográficas, resultando em uma notável redução da DE sem comprometer os parâmetros de QI.

A DE assume um papel fundamental como um indicador aproximado dos riscos potenciais associados à exposição à radiação ionizante, desempenhando um papel essencial na avaliação da adequação das inspeções de radiação ionizante (22). Em consonância com o nosso estudo, para uma técnica de tensão média de 92 kVp, os mesmos estudos citados acima reportaram uma variação nos valores médios de DE entre 0,01 a 0,05 mSv para exames de Tórax PA, enquanto para Tórax LAT, os valores de DE excederam 0,05 mSv.

Outros estudos de Alvarez et al. (2022) (12) identificaram valores de DE de 0,05 mSv para Tórax PA e valores acima de 0,05 mSv para Tórax LAT. Esses achados corroboram com os resultados do nosso estudo para tensões de 90 kV. Contudo, nossos resultados de DE foram inferiores em técnicas com tensões mais elevadas.

Estudos de Metaxas et al. (2019) (23), realizaram uma comparação das doses de radiação e DE em exames radiográficos de tórax nas incidências PA e LAT foram respectivamente 0,12 mGy, 0,66 mGy e 0,01 mSv, 0,05 mSv, respectivamente, utilizando a técnica de radiografia digital. Esses achados estão alinhados com os resultados obtidos em nosso estudo para as técnicas 3, 4 e 5. Esses resultados corroboram a ideia de que radiografias digitais de tórax podem ser adquiridas com níveis de tensão mais altos e corrente-tempo (mA.s) mais baixos, mantendo a QI e reduzindo a dose de radiação em comparação com as técnicas 1 e 2.

3.3 Qualidade de imagem

A radiografia convencional do tórax possibilita a identificação de diversas estruturas e órgãos, abrangendo desde os componentes da parede torácica, como ossos e tecidos moles, até as cavidades pleurais, as vias aéreas, os hilos pulmonares, a vasculatura pulmonar, o mediastino, o coração, a aorta e os pulmões direito e esquerdo (24).

Na figura 8, estão representadas as 10 radiografias, sendo 5 PA de tórax e 5 LAT obtidas do fantoma para cada técnica, respectivamente, conforme a prática clínica.

Para Carroll (25), a representação de objetos ou funções corporais por meio de imagens médicas é suscetível a erros, já que todas as nuances não podem ser capturadas de maneira precisa. Consequentemente, o resultado obtido é uma medida aproximada que se distancia do objeto ou função reais. A avaliação da QI é de suma importância e deve refletir com precisão a região anatômica em questão, independentemente dos métodos de processamento empregados, conforme ressaltado por Dance et al. (2014) (26). Em outras palavras, a fidelidade da imagem desempenha um papel crucial na determinação da QI.

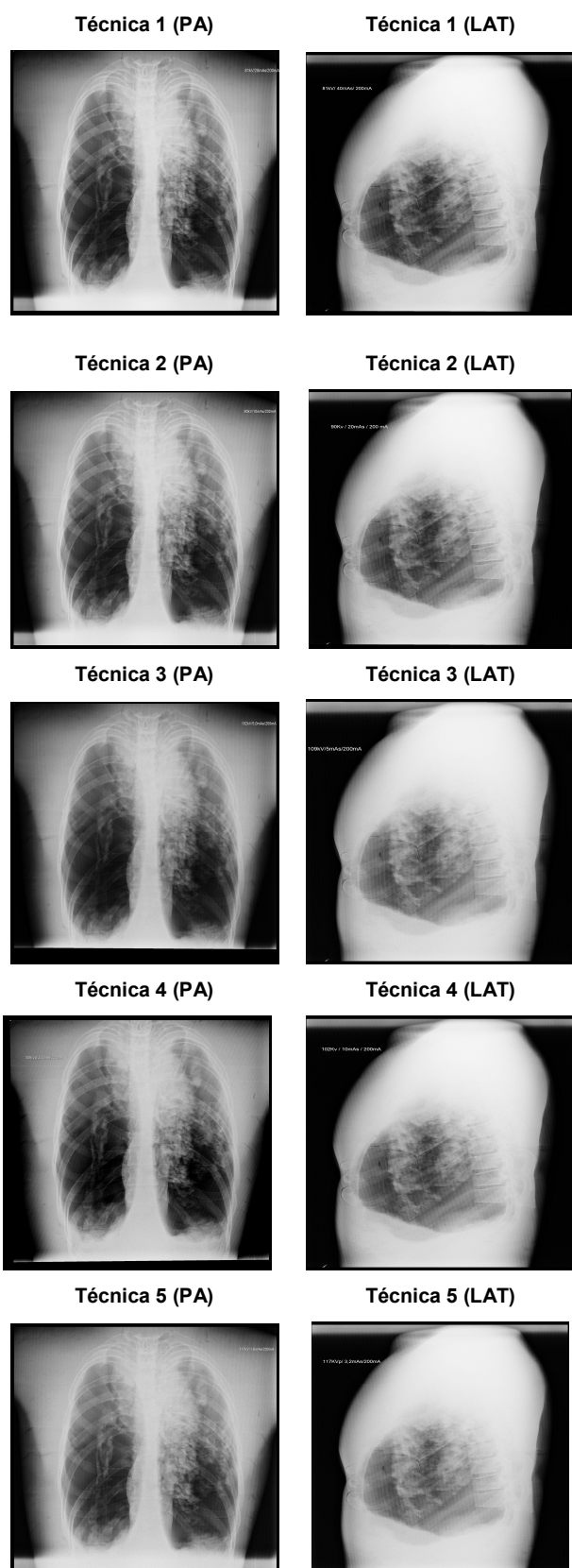


Figura 8. Imagens obtidas para cada técnica.

3.4 Sinal e ruído

Utilizando o software ImageJ, conforme ilustrado na Figura 4 e por meio da aplicação das ROIs, realizou-se a leitura das áreas específicas nas radiografias obtidas para as incidências PA e LAT. Essa abordagem permitiu a obtenção dos valores de

signal e ruído entre as imagens. Além disso, os coeficientes RSR e RCR foram calculados usando as Equações 1 e 2, respectivamente, para cada técnica aplicada nas incidências PA e LAT, como apresentados nas Tabelas 4 e 5, respectivamente.

Tabela 4 - Valores calculados de RSR e RCR para PA.

Incidência PA				
Técnica	RSR	D%	RCR	D%
Técnica 1	152,9	-	28,71	-
Técnica 2	137,6	-10,00%	27,63	-3,80%
Técnica 3	162,9	6,50%	26,5	-7,70%
Técnica 4	96,7	-36,80%	22	-23,40%
Técnica 5	90	-41,10%	22,31	-22,30%

Fonte: O autor (2024).

Tabela 5 - Valores calculados de RSR e RCR para LAT.

Incidência LAT				
Técnica	RSR	D%	RCR	D%
Técnica 1	382,4	-	0,7	-
Técnica 2	197	-48,50%	2,5	275,00%
Técnica 3	149,2	-61,00%	0,6	-6,30%
Técnica 4	136	-64,40%	1,3	100,00%
Técnica 5	137,4	-64,10%	1,2	83,30%

Fonte: O autor (2024).

Podem ser observados os valores dos descritores de QI na tabela 4 que para a incidência PA de Tórax a comparação mostrou que a Técnica 2 mostra uma leve piora com quedas de 10% no RSR e 3,8% no RCR; a Técnica 3 melhora o RSR em 6,5%, mas piora o RCR em 7,7%; a Técnica 4 tem uma queda significativa de 36,8% no RSR e 23,4% no RCR, indicando grande deterioração; e a Técnica 5 apresenta a maior queda no RSR (-41,1%) e uma grande redução no RCR (-22,3%), sendo a pior em qualidade de imagem. Assim, a Técnica 1 é a melhor opção, com a Técnica 5 sendo a mais desfavorável.

Podem ser observados os valores dos descritores de QI na tabela 5 que para a incidência LAT de Tórax a comparação mostrou que a Técnica 2 apresenta uma redução de 48,50% no RSR e um aumento de 275% no RCR, indicando piora no sinal-ruído mas uma melhora no contraste-ruído; a Técnica 3 mostra uma redução de 61% no RSR e de 6,3% no RCR, piorando ambos os aspectos; a Técnica 4 tem uma queda de 64,40% no RSR e um aumento de 100% no RCR, mostrando uma piora no sinal-ruído mas melhora no contraste-ruído; e a Técnica 5 apresenta uma redução de 64,10% no RSR e um aumento de 83,30% no RCR, indicando uma significativa piora no sinal-ruído e uma melhoria no contraste-ruído. Portanto, a Técnica 1 mantém a melhor qualidade de imagem, enquanto as demais técnicas variam na qualidade, com a Técnica 2 destacando-se no contraste-ruído e as Técnicas 4 e 5 mostrando melhorias no contraste-ruído, mas com significativa perda na relação sinal-ruído.

Segundo Kunitomo e Ichikawa (2020) (27), que conduziram estudos que ressaltaram a relação intrínseca entre o contraste e a atenuação diferencial dos raios X por diferentes densidades. Nessa perspectiva, a QI pode ser conceituada como a característica da imagem que influencia a clareza na percepção visual dos elementos diagnósticos pertinentes, fundamentais para o processo de diagnóstico clínico. Deve-se ressaltar que, embora recursos de pós-processamento possam aprimorar o contraste e a nitidez da imagem quando exibida no monitor, as variações na apresentação da imagem permanecem restritas devido ao ruído inerente contido nela.

3.5 Figura de Mérito (FM)

A análise realizada com a FM, calculada pela Equação 3 e comparada com a Técnica pela Figura 9, indicou que a otimização teve um impacto mais significativo na redução da DE e um impacto relativamente menor nos parâmetros de QI (RCR) em comparação com a imagem de referência (Técnica 1).

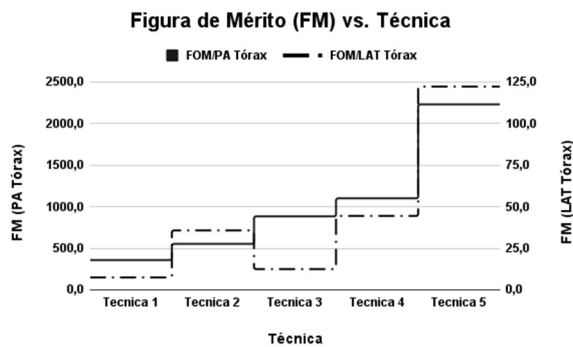


Figura 9 - Figura de mérito versus técnica de exposição.

De acordo com Huda e Abrahams (2015) (28), o contraste intrínseco de uma lesão em relação à quantidade de ruído presente em uma região da imagem pode ser determinante para a visibilidade daquela lesão. Essa relação entre o contraste da lesão e o nível de ruído na imagem é conhecida como Relação Contraste-Ruído. Essa relação é um indicador da qualidade relativa da imagem da lesão, ou seja, sua visibilidade. Melhorar a visibilidade de qualquer lesão requer aumentar a RCR da lesão, o que pode ser alcançado aumentando o contraste da lesão, reduzindo a quantidade de ruído ou combinando ambos os métodos.

Estudos de Al-Murshedi, Hogg e England (2019) (29), identificaram diferenças significativas nas medidas de QI e dose de radiação em exames radiográficos de tórax para pacientes adultos, especialmente entre diferentes hospitais.

Outros estudos de Alvarez et al. (2022) (12), demonstram que o gerenciamento de protocolos no serviço de radiologia, ou seja, padronização/redução de dose de radiação em exames radiográficos podem ser realizados por meio de medidas, sendo elas de fácil implementação nos serviços de radiologia. Destacaram ainda que o treinamento adequado dos profissionais, o desempenho dos equipamentos de

raios X e processamento de imagens, são as principais medidas de grande relevância para redução de dose e melhoria da qualidade de imagem.

No entanto, o estudo de Mc Fadden et al. (2018) (30) relatou que, com o uso de SD, muitos profissionais de radiologia não ajustam regularmente os fatores de exposição para pacientes de diferentes tamanhos e dependem de configurações pré-definidas. Eles destacaram a necessidade de padronizar as técnicas de exposição.

No contexto do presente estudo, para o exame de tórax, foi possível otimizar a técnica de exposição ao ajustar a tensão do tubo de raios X para o valor máximo viável (kVp) e reduzir significativamente o produto corrente-tempo (mA.s) no equipamento radiográfico. Isso foi alcançado aumentando a tensão em 44,4% (de 81 para 117 kVp), enquanto a corrente foi reduzida em 92% (de 20 para 1,6 mA.s) para a incidência PA e em 92% (de 40 para 3,2 mA.s) para a incidência LAT. Essa otimização possibilitou uma redução de até 87% na dose de radiação e uma redução de aproximadamente 90% na DE (DE) para ambas as incidências. Essa otimização também resultou em melhorias na QI, conforme evidenciado pelo histograma, sinal e ruído, bem como pelos descritores de QI, RSR e RCR.

4. Conclusões

Neste estudo, foram estimadas as doses efetivas para exames de tórax nas projeções PA e LAT, bem como a dose absorvida pelos principais órgãos internos. Ao aumentar a tensão do tubo de raios X em 44,4% e reduzir o produto corrente-tempo em 92%, houve uma redução substancial na dose absorvida pelos órgãos internos e na dose equivalente (DE) do paciente, atingindo até 90% de redução para ambas as incidências, além de melhorar os descritores de qualidade da imagem (QI). A glândula tireoide foi exposta à menor quantidade de radiação em comparação com a medula, coração e fígado, que exibiram doses semelhantes, com base nas medidas do feixe de raios X e geometria para diferentes combinações de kV e mAs durante a prática clínica.

Espera-se que este estudo incentive outros serviços a estabelecer níveis de referência diagnóstica no Brasil e a organizar programas de proteção radiológica para reduzir as doses dos pacientes sem comprometer a qualidade da imagem. As doses estimadas podem servir como linha de base para outros serviços, ajudando na otimização da proteção radiológica do paciente.

Agradecimentos

Em reconhecimento, agradecemos a coordenação dos cursos de graduação em Física Médica e Radiologia da Universidade Franciscana (UFN) pela disponibilização da área e dos equipamentos do laboratório de radiodiagnóstico assim como do fantoma semi-anatômico que possibilitaram a realização deste estudo. Agradecemos ao Físico Médico, especialista em radiodiagnóstico, Herculis Torres pela disponibilização do sistema dosimétrico, essencial para a realização deste estudo.

Referências

- HAUGE, I. H. et al. Radiography: Impact of lower tube voltages on image quality and radiation dose in chest phantom radiography for averaged sized and larger patients. 2017.
- HÄGGMARK, Ilian et al. Phase-contrast virtual chest radiography. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v. 120, n. 1, p. e2210214120, 2023.
- TOMPE, Aparna; SARGAR, Kiran. X-Ray Image Quality Assurance. *StatPearls* [Internet], 2020.
- BUSHONG, Stewart C. Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica. Elsevier Health Sciences, 2022.
- BONTRAGER, Kenneth L.; LAMPIGNANO, John P. Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada. Elsevier Brasil, 2017.
- TSAPAKI, V. et al. The International Atomic Energy Agency action plan on radiation protection of patients and staff in interventional procedures: Achieving change in practice. *Physica Medica*, v. 52, p. 56-64, 2018.
- CNEN –Comissão Nacional de Energia Nuclear. Norma CNEN NN 3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Rio de Janeiro -RJ, (2024).
- STUK. Radiation and Nuclear Safety Authority. PCXMC—a PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X ray examinations. Finnish Radiation and Nuclear Safety Authority. Disponível em: http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/. Acesso em: 10 mai. 2023.
- VIANNA, E.R.L.; SCHWARZ, A. P. (2020). Desenvolvimento e Construção de um Fantoma de Tórax para Uso nos Estudos de Imagens Radiológicas [Trabalho Final de Graduação, Universidade Franciscana-UFN].
- ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Brasil). Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos. 2005.
- ANVISA. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Resolução no 611, de 09 de março de 2022. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas. *Diário Oficial da União, Brasília, DF*, 16 mar. 2022.
- ALVAREZ, Matheus et al. Dose Efetiva e Nível de Referência de Dose (DRL) em radiologia em um hospital terciário. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 16, p. 678-678, 2022.
- PROTECTION, Radiological. ICRP publication 103. *Ann ICRP*, v. 37, n. 2.4, p. 2, 2007.
- WAYNE R. Software para processamento e análise de imagens. USA: National Institute of Mental Health, Java. 2021. Disponível em: <http://rsbweb.nih.gov/ij/download.html> Acesso em: 03 Jun. 2023.
- CLAUS, Thiago Victorino et al. A influência da lei do inverso do quadrado da distância nos indicadores de exposição e qualidade de imagem para exames radiográficos de pelve. *Research, Society and Development*, v. 13, n. 4, p. e1013445448-e1013445448, 2024.
- BUSHBERG, J. T. The essential physics of medical imaging. 2. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- MRAITY, Hussien AAB et al. Development and validation of a visual grading scale for assessing image quality of AP pelvis radiographic images. *The British journal of radiology*, v. 89, n. 1061, p. 20150430, 2016.
- MENDES, Hitalo Rodrigues; SILVA, Júlio Casagrande; TOMAL, Alessandra. Simulação Monte Carlo em radiografia de tórax: estudos de dose e qualidade da imagem. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 13, n. 1, p. 145-153, 2019.
- BARBA, James; CULP, Melissa. Copper Filtration and kVp: Effect on Entrance Skin Exposure. *Radiologic technology*, v. 86, n. 6, p. 603-609, 2015.
- ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Brasil). Instrução normativa - in nº 90, de 27 de maio de 2021, *Diário Oficial da União, Edição: 101, Seção: 1, Página: 149, Publicado em: 31/05/2021*.
- DE OLIVEIRA, Paulo Marcio Campos. Avaliação de parâmetros da qualidade de imagem e dosimetria de pacientes submetidos a exames radiológicos de tórax. 2012.
- METTLER FA, HUDA W, Yoshizumi TT, MAHESH M. Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog. *Radiology*. 2008; 248(1):254–63.
- METAXAS, Vasileios I. et al. Patient doses in common diagnostic X-ray examinations. *Radiation protection dosimetry*, v. 184, n. 1, p. 12-27, 2019.
- WADA, Danilo Tadao; RODRIGUES, José Antonio Hiesinger; SANTOS, Marcel Koenigkam. Anatomia normal da radiografia de tórax. *Medicina (Ribeirão Preto)*, v. 52, n. supl1., p. 17-29, 2019.
- CARROLL, Q. B. Radiography In The Digital Age: Physics - Exposure - Radiation Biology. Ed. 2. China: Publisher, 2014.
- DANCE, D. R.;CHRISTOFIDES, S. et al. Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students. Vienna. International Atomic Energy Agency, 2014.
- KUNITOMO, Hiroshi; ICHIKAWA, Katsuhiko. Signal-to-noise ratio improvements using anti-scatter grids with different object thicknesses and tube voltages. *Physica Medica*, v. 73, p. 105-110, 2020.
- HUDA, Walter; ABRAHAMS, R. Brad. Radiographic techniques, contrast, and noise in x-ray imaging. *American Journal of Roentgenology*, v. 204, n. 2, p. W126-W131, 2015.
- AL-MURSHEDI, Sadeq; HOGG, Peter; ENGLAND, Andrew. Relationship between body habitus and image quality and radiation dose in chest X-ray examinations: a phantom study. *Physica Medica*, v. 57, p. 65-71, 2019.
- MC FADDEN, Sonyia et al. Digital imaging and radiographic practise in diagnostic radiography: an overview of current knowledge and practice in Europe. *Radiography*, v. 24, n. 2, p. 137-141, 2018.

Contato:

Thiago Victorino Claus
 Programa de graduação em Física Médica e
 Radiologia da Universidade Franciscana – UFN
 Rua dos Andradas, 1614 - Centro, Santa Maria - RS,
 97010-030
 E-mail thiago.claus@ufn.edu.br