

CORRELAÇÃO ENTRE OS INDICADORES DE EXPOSIÇÃO NA QUALIDADE DE IMAGEM EM RADIOGRAFIAS DE TÓRAX¹

CORRELATION BETWEEN EXPOSURE INDICATORS AND IMAGE QUALITY IN CHEST RADIOGRAPHS¹

Jéssica Gonçalves² e Thiago Victorino Claus³

RESUMO

O índice de exposição (IE) e seu desvio (DI) convertem a quantidade de raios X recebida pelo detector em um valor numérico na radiografia. Um DI=0 indica exposição ideal, enquanto valores maiores indicam superexposição e valores menores indicam sobreexposição. Este estudo experimental avaliou a influência dos IE e DI na qualidade de imagem (QI) em radiografias de tórax. Utilizou-se um equipamento radiográfico fixo, um fantoma semi-anatômico de tórax e um sistema de radiologia computadorizada (RC). Durante a digitalização das imagens, foram testadas vinte combinações de técnicas de exposição, dez para cada uma das incidências: póstero-anterior (PA) e lateral (LAT). O valor de tensão foi mantido fixo em 120 kV, enquanto o produto corrente-tempo (mAs) foi variado. Os valores de IE e DI foram obtidos na estação de trabalho do sistema RC, enquanto a QI foi avaliada utilizando a ferramenta “histograma” do software ImageJ. Com os valores obtidos, calculou-se a relação sinal-ruído (RSR) com base nos valores médios de sinal e ruído. Os resultados indicaram que as imagens 5, 6 e 7 em PA e 8, 9 e 10 em LAT apresentaram DI dentro da faixa recomendada (-1 a 1). A imagem 5 (120kV/5mA.s) e a imagem 8 (120kVp/16mA.s) apresentam valores de DI de -0,3 e -0,5 para PA e LAT, respectivamente e, valores de RSR superiores em relação às outras imagens, exemplificando a aplicação eficaz do princípio ALARA. Conclui-se que ajustes nas técnicas de exposição afetam mais os indicadores de exposição (IE e DI) do que a QI (RSR) em exames de tórax.

Palavras-chave: *Indicador de exposição (EI); Indicador de desvio (DI); radiografia computadorizada (CR); radiologia; proteção radiológica.*

ABSTRACT

The exposure index (EI) and its deviation (DI) convert the amount of X-rays received by the detector into a numerical value in radiography. A DI of 0 indicates ideal exposure, while higher values indicate overexposure and lower values indicate underexposure. This experimental study evaluated the influence of exposure indicators (EI and DI) on image quality (IQ) in chest radiographs. A fixed radiographic device, a semi-anatomic chest phantom, and a computed radiography (CR) system were used. During image digitization, twenty combinations of exposure techniques were tested, ten for each incidence: posteroanterior (PA) and lateral (LAT). The voltage value was kept constant at 120 kV, while the current-time product (mAs) was varied. EI and DI values were obtained at the CR system workstation, while IQ was assessed using the “histogram” tool of the ImageJ software, calculating the signal-to-noise ratio (SNR) based on the mean signal and noise values. The results indicated that images 5, 6, and 7 in PA and 8, 9, and 10 in LAT had DI within the recommended range (-1 to 1). Image 5 (120 kV/5 mAs) and image 8 (120 kVp/16 mAs) had DI values of -0.3 and -0.5 for PA and LAT, respectively, and higher SNR values compared to other images, exemplifying the

1 Trabalho Final de Graduação II.

2 Acadêmica do Curso de Radiologia. Universidade Franciscana. E-mail: jessiika.silva@gmail.com. ORCID: <https://orcid.org/0009-0003-5494-5181>

3 Orientador. Universidade Franciscana. E-mail: clausrx@gmail.com. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1446-0721>

effective application of the ALARA principle. It was concluded that adjustments in exposure techniques affect the exposure indicators (EI and DI) more than the IQ (SNR) in chest exams with CR systems.

Keywords: Exposure indicator (EI); Deviation indicator (DI); computed radiography (CR); radiology; radiological protection.

INTRODUÇÃO

No Brasil, a introdução de tecnologias digitais na imagem médica trouxe melhorias significativas, como facilidade de armazenamento, pós-processamento, análise computadorizada, economia de tempo e custo (DONOMAI; JORNADA; DAROS, 2014).

Atualmente, estudos de Braga *et al.* (2019) destacaram que o índice de exposição (IE) e o desvio correspondente (DI) em sistemas digitais (SD) estão relacionados à quantidade de radiação recebida pelo detector em cada radiografia processada digitalmente. Além disso, os SD reduzem a sensibilidade da qualidade da imagem (QI), ou seja, permitindo uma faixa maior para variações na técnica de exposição (kV e mA.s) sem comprometer a QI final. Isso, porém, pode resultar em doses mais altas de radiação para o paciente (SEERAM *et al.* 2016).

Outros estudos de Dave *et al.* (2018), citaram que os fabricantes de SD fornecem uma ampla variação e diferentes IE (IgM, log da exposição e mediana). Nesse sentido, para maior eficiência da prática da proteção radiológica, um indicador de exposição alvo (IE_A) para cada SD e para cada tipo de exame deve ser estabelecido pela instituição com base no exame/anatomia, conforme indicado na Tabela 1.

Tabela 1 - Relação do exame/anatomia e a faixa de IE_A em sistema de RC.

Exame/Anatomia	Alcance de IE_A
Extremidades	400-1776
Abdome	400-945
Pelve	400-945
Tórax	340-888

Fonte: Adaptado pelo autor de Dave *et al.* (2018).

Pode-se observar na Tabela 1 que a escala de IE_A pode variar de 340 a 888 para o exame de tórax. Valores abaixo desse intervalo indicam pouca exposição, enquanto valores acima indicam exposição excessiva. Entretanto, a escala de valores dentro desse intervalo pode ser considerada aceitável. Valores próximos a 340 representam doses menores de raios X para os pacientes e vice-versa. O desvio do Índice de Exposição (IE) em uma dada exposição em relação ao IE_A (exposição “padronizada”) é representado pelo Índice de Desvio (Deviation Index - DI), conforme demonstrado pela Equação 1.

$$DI = 10 \log_{10} \left(\frac{IE}{IE_A} \right) \quad (1)$$

Um valor de DI igual a zero ($DI=0$) indica que a técnica de exposição selecionada para obtenção do exame/anatomia foi atingida de forma exata no detector (ou seja, $IE = IE$ planejado), fornecendo ainda uma estimativa do ruído, ou relação sinal-ruído (RSR) na imagem, ou seja, um *feedback* sobre a técnica de exposição usada na obtenção da radiografia e o nível de ação que deve ser tomada pelo profissional da radiologia no gerenciamento de dose de radiação e QI durante a prática clínica.

Tabela 2 - Relaciona o DI e respectivos níveis de ação com base no TG-116.

DI	Níveis de Ação
> +3	Radiação excessiva no paciente/Requer imediata revisão dos fatores de exposição
1 a +3	Superexposição/Rever fatores de exposição
-0,5 a + 0,5	Faixa de exposição adequada
< -1	Subexposição/Avaliar necessidade de repetição (nível de ruído)
< -3	Repetir a incidência (alto nível de ruído)

Fonte: Adaptado de Shepard *et al.* 2009.

Pode ser observado na Tabela 2, que um valor positivo de DI representa sobreexposição, enquanto um valor negativo indica subexposição. Um DI de +1 corresponde a uma sobreexposição de aproximadamente 26%, e um DI de -1 reflete uma subexposição de 21% (Braga *et al.*, 2019). As diretrizes internacionais do TG-116 da AAPM, sugerem que variações no DI entre -1 e +1 são aceitáveis (Shepard *et al.*, 2009).

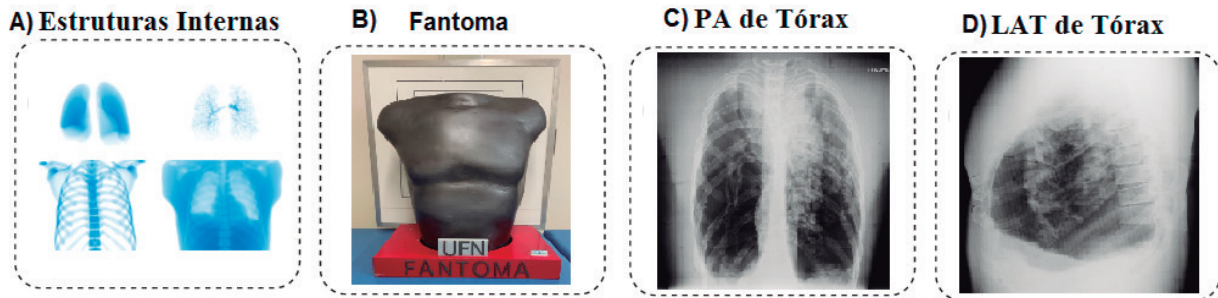
Considerando que os exames radiográficos de tórax são amplamente empregados como conduta diagnóstica inicial para pacientes em diferentes condições clínicas, este estudo visa avaliar a influência dos indicadores de exposição (EI e DI) na qualidade da imagem (QI) em radiografias de tórax, visando a otimização dos exames.

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo foi utilizado um equipamento radiográfico da marca LOTUS, modelo HF630, operado com gerador de alta frequência (LOTUS HEALTHCARE, Brasil). O ponto focal grosso ($1,2 \text{ mm}^2$) foi escolhido por ser o adequado para exames de Tórax. As imagens foram obtidas com uma grade de relação 10:1 (52 linhas/cm) do Bucky mural.

Um fantoma semi-anatômico (Figura 1A) que representa o exame/anatomia de um paciente adulto típico, ou seja, massa de 60 kg a 75 kg e altura de 1,60 m a 1,75 m (Figura 1B), ou seja, distância ântero-posterior (DAP) de 23 cm e distância látero lateral (DLL) de 32 cm (VIANNA & SCHWARZ, 2020). Radiografias obtidas em PA (Figura 1C) e LAT (Figura 1D) possibilitaram a identificação de diversas estruturas e órgãos internos da região do tórax.

Figura 1 - Composição e radiografias do Fantoma semi-anatômico.



Fonte: Construção da própria autora (2024).

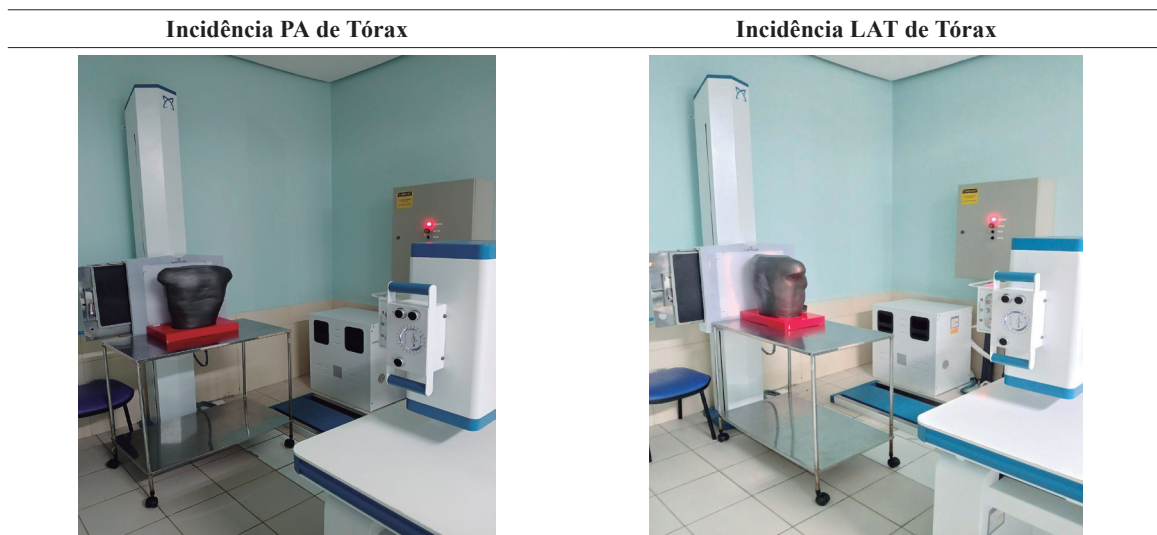
Para digitalizar as imagens utilizou-se um cassete 35 cm x 43 cm contendo uma placa de imagem (PI) com resolução espacial de 10 pixels/mm e uma escala de resolução de 16 bits/pixel que foi inserida no sistema de radiologia computadorizada (RC), modelo CR30-Xm, da marca Agfa,. As imagens foram visualizadas no monitor da estação de trabalho do próprio sistema (AGFA Healthcare, Bélgica).

O estudo foi conduzido no Setor de Radiologia de um Pronto Atendimento Municipal (PAM) da rede pública do Estado do Rio Grande do Sul em 4 etapas: a) Aquisição das imagens do Fantoma; b) Identificação do valores de IE e DI em cada imagem na estação de trabalho do sistema de RC; c) Avaliação da QI por meio de histogramas gerados pelo programa ImageJ e d) Análise dos dados.

Aquisição das imagens

Durante a aquisição das imagens, a distância entre a fonte de raios X e o receptor de imagem (DFR) foi de 1,80 m, em conformidade com a prática clínica, uma medida substancialmente superior em relação a outras modalidades comparáveis, conforme mostrado na Figura 2.

Figura 2 - A geometria para aquisição de imagens.



Fonte: Construção da própria autora (2024).

Durante a coleta de dados, foram testadas vinte técnicas de exposição para obtenção das radiografias do fantoma, dez delas para incidência PA (Figura 2 (a)) e as outras dez para incidência LAT (Figura 2(b)) de Tórax. Na Tabela 3, estão representados os valores de tensão (kV) e produto da corrente pelo tempo (mA.s), que foram selecionadas para aquisição das imagens.

Tabela 3 - Parâmetros elétricos selecionados (kV/mA.s) para cada imagem (I).

kV/mA.s	I1	I2	I3	I4	I5	I6	I7	I8	I9	I10
Incidência PA										
Tensão (kV)	120									
mA.s	1,0	2,0	3,2	4,0	5,0	6,3	7,1	8,0	9,0	10,0
Incidência LAT										
Tensão (kV)	120									
mA.s	2,0	4,0	6,3	8,0	10,0	12,5	14,0	16,0	18,0	20,0

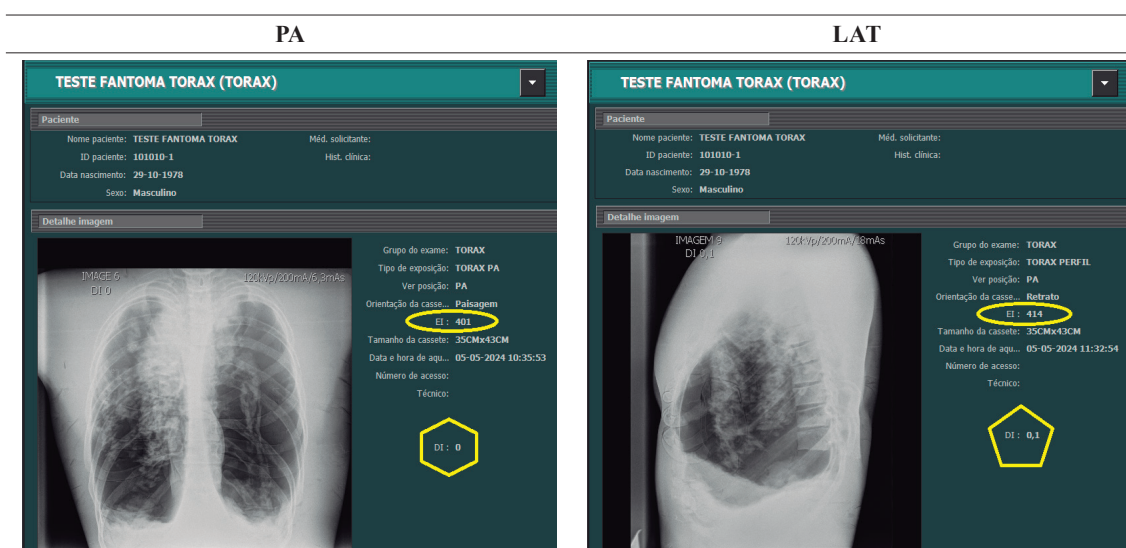
Fonte: Construção da própria autora (2024).

Deve ser esclarecido que os dados foram obtidos com os equipamentos na situação em que se encontram para que represente a realidade aplicada na prática clínica.

Identificação dos valores de IE e DI

Durante o processamento das imagens, foi possível identificar os valores de IE e DI correspondentes a cada imagem no monitor da estação de trabalho do sistema de CR. Na Figura 3, foram selecionadas como imagens de referência aquelas com DI igual a 0 e 0,1. Para a incidência PA, a imagem de referência foi a Imagem 6 (120 kVp, 200 mA, e 6,3 mA.s), enquanto para a incidência LAT, a imagem de referência foi a Imagem 9 (120 kVp, 200 mA, e 18 mA.s).

Figura 3 - Imagens PA e LAT de referência com valores de IE e DI na faixa recomendada



Fonte: Construção da própria autora (2024).

Avaliação da qualidade de imagem

Optou-se por avaliar a QI de acordo com o padrão de Comunicação de Imagens Digitais na Medicina (Digital Imaging and Communications in Medicine - DICOM) utilizando o software de domínio público ImageJ (WAYNE, 2024). Este programa permitiu a geração de histogramas para cada imagem, exibindo um gráfico em uma nova janela. Para uma análise abrangente da QI, foi calculada a Relação Sinal-Ruído (RSR), pela razão entre os valores médios de sinal e ruído, conforme descrito na equação 2.

$$RSR = \frac{\text{Sinal}}{\text{Ruído}} \quad (2)$$

Análise dos dados

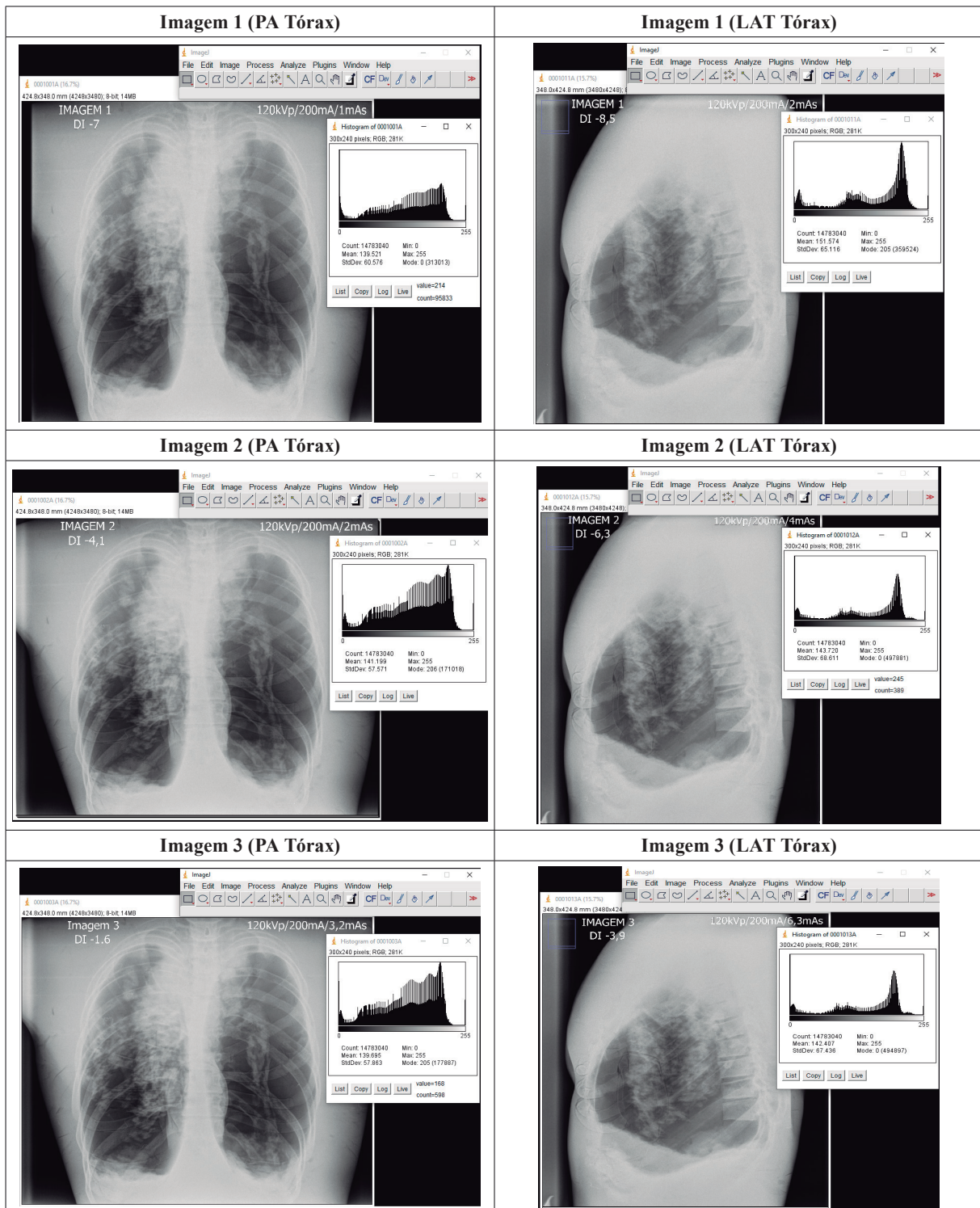
Os dados foram inseridos em uma planilha utilizando o programa computacional Excel 2007 (Microsoft Corp, Washington, EUA), visando facilitar a análise descritiva. Dados que não foram estabelecidos valores de referência para definir os limites dos fatores de qualidade, os valores considerados como “de referência” foram aqueles medidos nas imagens com DI exato. Optou-se por utilizar o desvio percentual (D%) para comparar as imagens adquiridas com diferentes técnicas em relação à imagem de referência para cada incidência, conforme a equação 3.

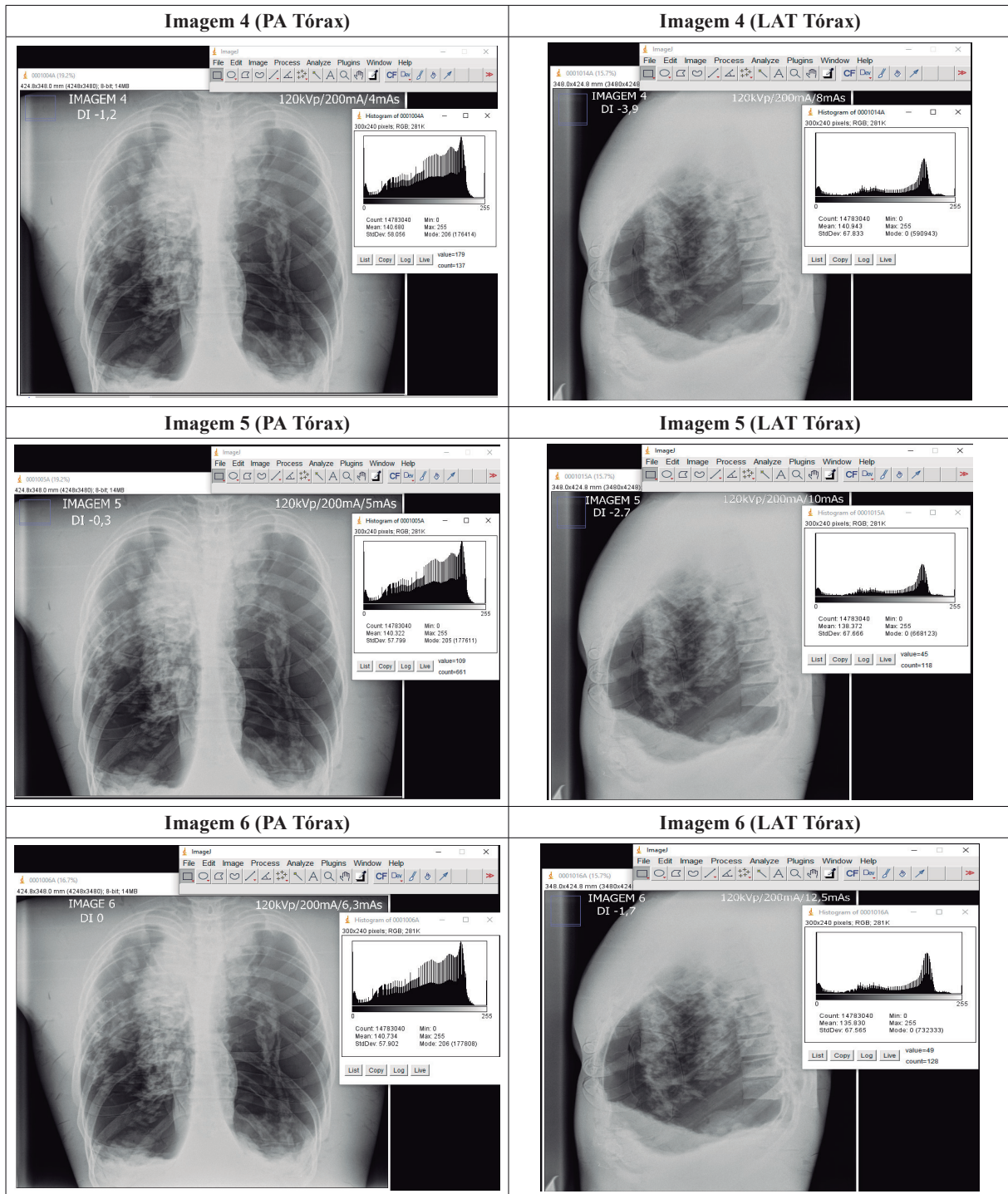
$$D(\%) = \left[\left(\frac{\text{novo valor}}{\text{valor padrão}} \right) - 1 \times (100) \right] \quad (3)$$

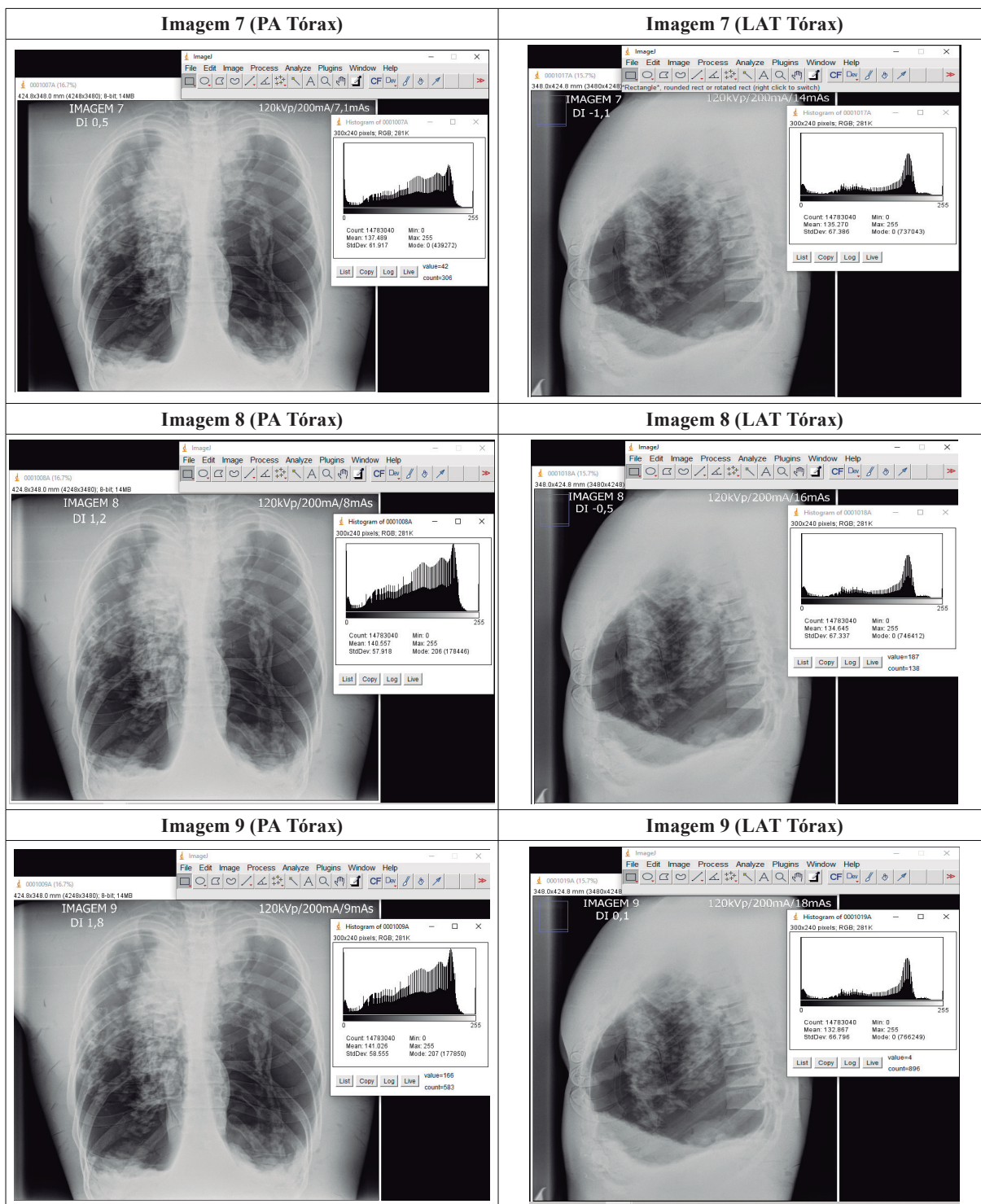
RESULTADOS E DISCUSSÃO

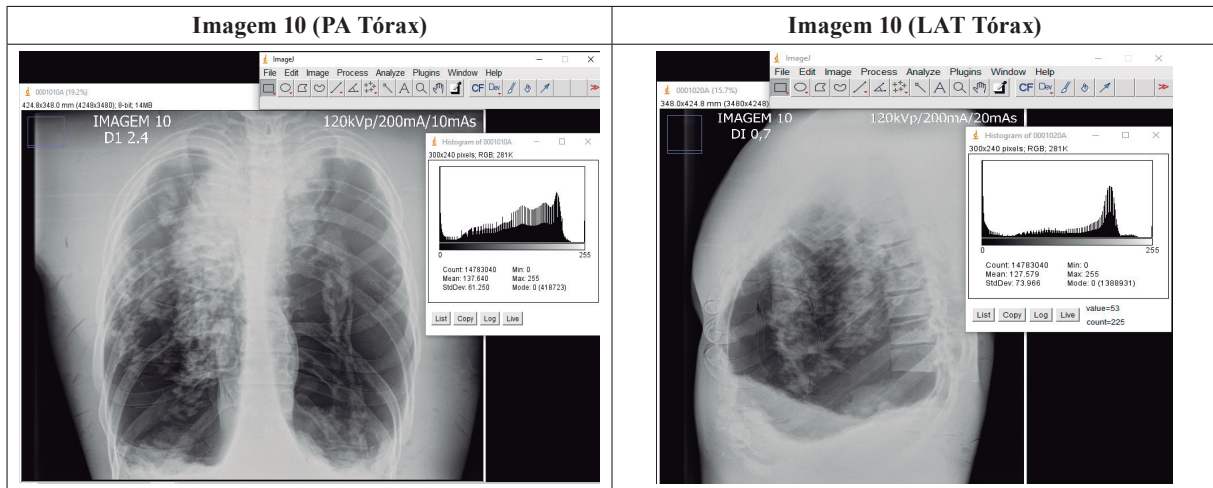
Na Figura 4 estão representadas as 20 radiografias obtidas do fantoma em PA e LAT, incluindo os seus respectivos histogramas. Nota-se que, visualmente, as imagens representam o exame/anatomia de tórax.

Figura 4 - Imagens e seus respectivos Histogramas para PA e LAT.









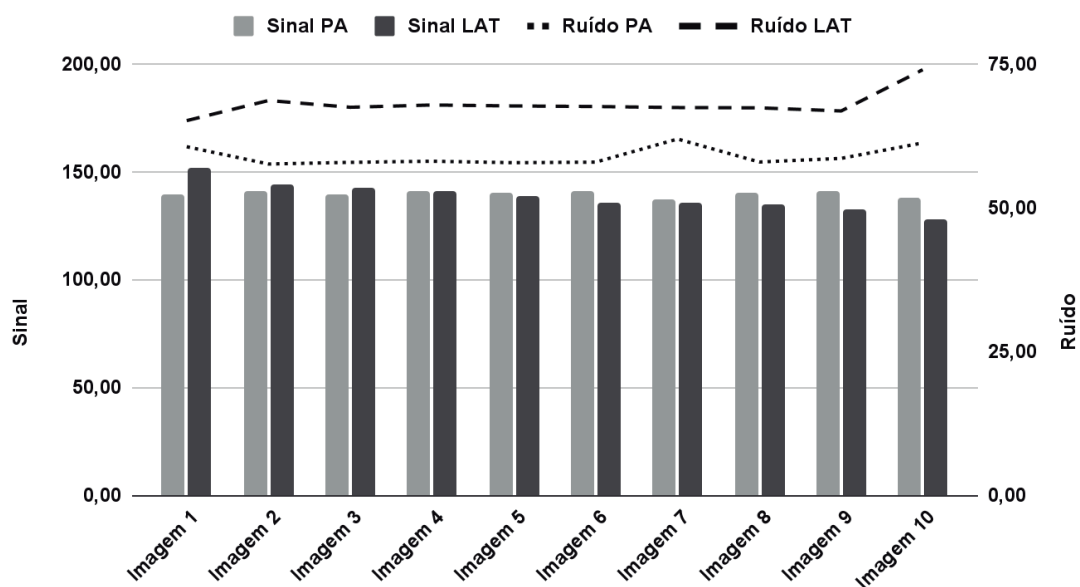
Fonte: Construção da própria autora (2024).

Nota-se na Figura 4 que, embora os histogramas apresentem curvas diferentes, a QI geral não apresenta variações visíveis entre as imagens, ou seja, em todas as imagens podem ser identificados no exame/anatomia do tórax, a parede torácica, cavidades pleurais, hilos pulmonares, mediastino, coração, aorta e pulmões direito e esquerdo.

Os valores de Sinal correspondem à informação captada a partir das diferenças de atenuação dos raios X pelas diferentes estruturas do fantoma, os valores de ruído referem-se às variações aleatórias no detector que não correspondem ao sinal verdadeiro. Na Figura 5 estão representados os valores médios calculados de sinal e ruído obtidos dos histogramas para as imagens PA e LAT de Tórax.

Figura 5 - Valores de sinal e ruído dos histogramas.

Valores médios de Sinal e Ruído (Histogramas)



Fonte: Construção da própria autora (2024).

Pode ser observado na Figura 5 para a incidência PA, os valores de ruído variam entre 57,57 (Imagem 2) e 61,92 (Imagem 7), demonstrando uma similar concordância aos valores de sinal e indicando uma QI estável, independentemente da técnica de exposição, entretanto, para a incidência LAT, os valores de ruído variam de 65,12 (Imagem 1) a 73,97 (Imagem 10), evidenciando maior variação, o que indicou maior flutuações na QI.

Relação entre Indicadores de Exposição (IE) e Relação sinal-ruído (RSR)

A qualidade de imagem, expressa pela RSR, depende diretamente dos indicadores de exposição. Em exames de tórax, a RSR ideal deve ser alta para permitir a visualização clara de estruturas importantes, como vasos pulmonares, bordas do coração e sinais de doenças pulmonares. A relação entre os indicadores de exposição e a RSR pode ser compreendida da seguinte forma:

- Aumento dos valores de IE e RSR: Um aumento na dose de radiação geralmente melhora a RSR, pois mais fótons são detectados, aumentando o sinal relativo ao ruído. No entanto, há um ponto de saturação além do qual aumentar a dose não proporciona melhorias significativas na RSR e expõe o paciente a radiação desnecessária.
- Redução da Dose e Impacto na RSR: Reduzir a dose de radiação, por outro lado, diminui o número de fótons atingindo o detector, o que pode aumentar o ruído e reduzir a RSR. Isso pode comprometer a qualidade da imagem e dificultar a detecção de pequenas anomalias.

Portanto, o objetivo é encontrar um equilíbrio onde a dose de radiação é suficiente para obter uma RSR aceitável, garantindo a qualidade diagnóstica da imagem enquanto minimiza a exposição do paciente à radiação.

Práticas de Otimização

Para otimizar a RSR e manter os indicadores de exposição dentro de limites seguros em exames de tórax, as seguintes práticas podem ser adotadas: Ajuste do kVp e mAs. A seleção apropriada da tensão do tubo (kVp) e da corrente-tempo (mAs) pode ajudar a otimizar a RSR. Geralmente, uma maior tensão aumenta a penetração dos raios X e o sinal detectado, melhorando a RSR. No entanto, deve ser equilibrada para evitar aumento desnecessário da dose.

Na Tabela 4, são apresentados o produto da corrente pelo tempo (mA.s), o indicador de exposição (IE) e seus respectivos desvios (DI), os valores calculados da relação sinal-ruído (RSR) e seus desvios percentuais (D%) em relação à imagem padrão para cada imagem nas incidências PA e LAT.

Tabela 4 - Resultados dos indicadores de exposição e qualidade de imagem.

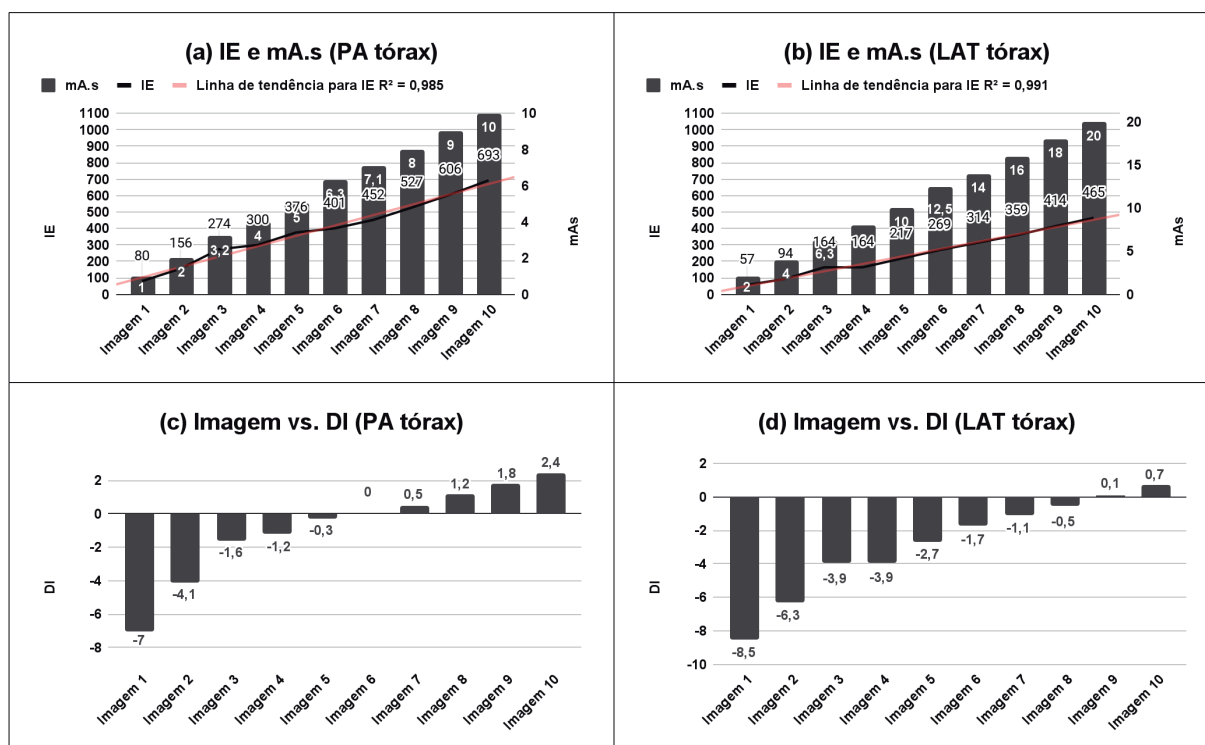
Imagem	PA							LAT						
	mA.s	D%	IE	D%	DI	RSR	D%	mA.s	D%	IE	D%	DI	RSR	D%
I 1	1	-84,1	80	-80,0	-7	2,30	-5,24	2	-88,9	57	-86,2	-8,5	2,33	17,0
I 2	2	-68,3	156	-61,1	-4,1	2,45	0,91	4	-77,8	94	-77,3	-6,3	2,09	5,3
I 3	3,2	-49,2	274	-31,7	-1,6	2,41	-0,67	6,3	-65,0	164	-60,4	-3,9	2,11	6,2
I 4	4	-36,5	300	-25,2	-1,2	2,42	-0,30	8	-55,6	164	-60,4	-3,9	2,08	4,5
I 5	5	-20,6	376	-6,2	-0,3	2,43	-0,12	10	-44,4	217	-47,6	-2,7	2,04	2,8
I 6	6,3	0,0	401	0,0	0	2,43	0,00	12,5	-30,6	269	-35,0	-1,7	2,01	1,1
I 7	7,1	12,7	452	12,7	0,5	2,22	-8,64	14	-22,2	314	-24,2	-1,1	2,01	0,9
I 8	8	27,0	527	31,4	1,2	2,43	-0,15	16	-11,1	359	-13,3	-0,5	2,00	0,5
I 9	9	42,9	606	51,1%	1,8	2,41	-0,91	18	0,0	414	0,0	0,1	1,99	0,0
I 10	10	58,7	693	72,8%	2,4	2,25	-7,54	20	11,1	465	12,3	0,7	1,72	-13,3

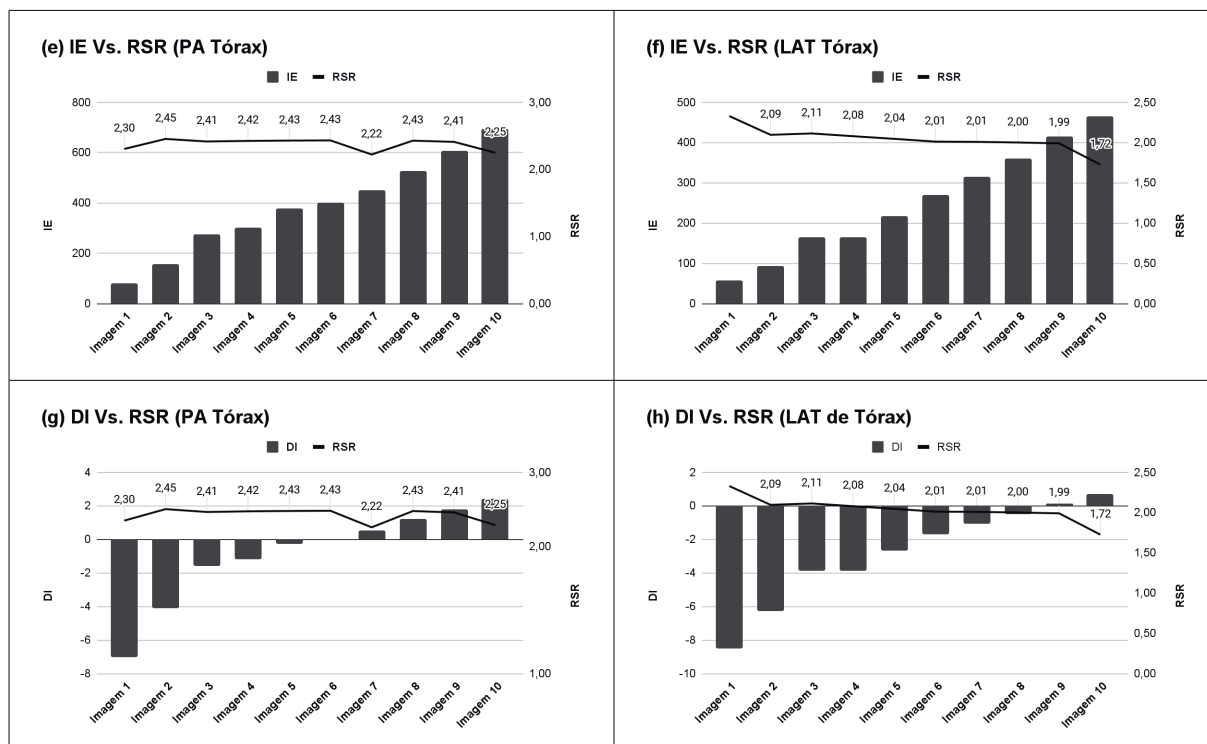
Fonte: Construção da própria autora (2024).

Os valores apresentados na Tabela 4 mostram que, apesar das diferentes técnicas de aquisição de imagens resultarem em variados valores de IE e DI, a qualidade da imagem (QI), medida pela relação sinal-ruído (RSR), apresenta uma variação máxima inferior a 10% e 20% para a incidência PA e LAT, respectiva

Os resultados ideais indicaram exposição desejada para as imagens obtidas com valores de 6,3 e 18 mA.s e RSR de 2,43 e 1,99 para PA e LAT, respectivamente. O IE aumentou linearmente com o incremento de mAs, com diferenças máximas entre as imagens de 80% e 86,2%, entretanto a diferença máxima na RSR foi de 8% e 17% para PA e LAT, respectivamente, em relação às imagens de referência (Figura 6 (a, b, c, d)). Além disso, mostrou-se a relação entre os valores de IE e DI em relação a RSR para incidência PA e LAT (Figura 6 (e, f, g, h)).

Figura 6 - Representação da linearidade entre os mAs e o IE.





Fonte: Construção da própria autora (2024).

A análise dos gráficos revelaram que os valores de IE e DI Figuras 10 (a, b, c e d) apresentaram uma variação significativa entre as imagens, com um claro aumento à medida que o valor de mAs foi elevado para as incidências PA e LAT. Esse aumento indica uma maior quantidade de raios X que atingiu o receptor de imagem e, por implicação aos pacientes durante a obtenção das imagens em PA e LAT do tórax.

Além disso, a QI, medida pelo descritor, RSR, variou entre as imagens, com flutuações mais perceptíveis nas primeiras imagens para ambas as incidências Figuras (Figura 6 (e, f, g, h)). Isso sugere que ajustes nas configurações de exposição podem influenciar diretamente na QI (RSR), entretanto, a influência foi maior nos indicadores de exposição (IE e DI), ou seja, ao ajustar a técnica de exposição, há uma influência direta maior na dose de radiação que chega ao receptor de imagem e obviamente ao paciente, do que na QI (RSR).

O princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) deve ser seguido pelos profissionais de radiologia visando minimizar a dose de radiação ao paciente enquanto se mantém uma QI suficiente para diagnóstico. No caso analisado, as imagens 5, 6 e 7 em PA e 8, 9 e 10 em LAT apresentam DI dentro do aceitável (-1 a 1), com valores de RSR indicando a melhor QI para as imagens 5 (RSR 2,43) e 8 (RSR 2,0). Essas imagens mantêm-se os valores de IE e DI dentro da faixa aceitável com menor valor de mAs, indicando menor exposição ao paciente e, com QI (RSR) superior, exemplificando a aplicação eficaz do princípio ALARA.

A análise mostra que imagens de alta qualidade pode ser obtidas com menor exposição ao paciente, alinhando-se com os objetivos de segurança e eficácia diagnóstica. Isso destaca a importância de protocolos de imagem otimizados e do uso de sistemas de controle de exposição na prática radiológica.

CONCLUSÃO

Os ajustes nas técnicas de exposição têm um impacto significativo nos indicadores de exposição, como o Índice de Exposição (IE) e o Desvio de Índice (DI), mais do que diretamente na qualidade da imagem medida pela Relação Sinal-Ruído (RSR) em exames de tórax utilizando sistemas de radiografia computadorizada (RC). Especificamente, as imagens 5 e 8 demonstraram valores negativos de DI (-0,3 e -0,5, respectivamente), sugerindo uma subexposição relativa, enquanto os valores de RSR foram mais elevados nas projeções pósterio-anterior (PA) e lateral (LAT). Isso indica que a qualidade da imagem foi mantida ou até aprimorada mesmo com ajustes que reduziram a dose de radiação, demonstrando a aplicação eficaz do princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable), que visa manter a exposição à radiação tão baixa quanto possível sem comprometer a qualidade diagnóstica.

Esses achados reforçam a importância de uma abordagem equilibrada, onde a otimização das técnicas de exposição não só visa reduzir a dose de radiação ao paciente, mas também aprimorar a compreensão sobre como diferentes parâmetros de exposição interagem com os indicadores de exposição e afetam a qualidade da imagem.

Estudos futuros devem explorar outros fatores, como tipos de detectores, variações no tamanho dos pacientes e o impacto de técnicas avançadas de processamento de imagem na qualidade diagnóstica e na dose de radiação. Explorar essas áreas pode levar a melhores práticas em radiologia, promovendo diagnósticos mais seguros e eficazes, alinhando-se aos avanços tecnológicos e às necessidades clínicas contemporâneas.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de expressar nossa profunda gratidão ao Núcleo de Educação Permanente em Saúde (NEPS) da Prefeitura Municipal de Santa Maria por possibilitar a realização deste estudo, fornecendo acesso ao equipamento radiográfico e ao sistema de digitalização de imagens do Pronto Atendimento Municipal (PAM). Agradecemos também aos profissionais de radiologia do PAM pela total colaboração. Além disso, reconhecemos e valorizamos o incentivo intelectual e o apoio contínuo dos professores do curso de graduação em Radiologia e Física Médica da Universidade Franciscana (UFN) e em especial a acadêmica do curso de Física Médica, Luiza Vargas Cassol, pelo auxílio durante a aquisição das imagens do estudo.

REFERÊNCIAS

BRAGA, Laura F. *et al.* Metodologia de análise e interpretação dos indicadores de exposição (EI) e seus desvios (DI) em radiologia computadorizada. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 13, n. 3, p. 33-37, 2019.

DAVE, Jaydev K. *et al.* Current state of practice regarding digital radiography exposure indicators and deviation indices: Report of AAPM Imaging Physics Committee Task Group 232. **Medical physics**, v. 45, n. 11, p. e1146-e1160, 2018.

DONOMAI, Luana Kaoru; JORNADA, Tiago da Silva; DAROS, Kellen Adriana Curci. Estimation of entrance dose on chest radiographs according to the exposure index on Computerized Radiology System: preliminary results. 2014.

HEALTHCARE, A. G. F. A. CR 35-X digitizer specifications sheet. **A. HealthCare (Ed.)**, 2009.

LOTUS HEALTHCARE. User's Manual HF 630M LOTUS healthcare. 2021. Available at: <https://www.lotushealthcare.com.br/conjunto-hf-500m> Accessed on: Acesso em Abr. de 2024.

SHEPARD, S. Jeff *et al.* An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (executive summary). **Medical physics**, v. 36, n. 7, p. 2898-2914, 2009.

SEERAM, Euclid *et al.* Optimizing the exposure indicator as a dose management strategy in computed radiography. **Radiologic technology**, v. 87, n. 4, p. 380-391, 2016.

VIANNA, Edson Renan De Lima; SCHWARZ, Ana Paula. Desenvolvimento e Construção de um Fantoma de Tórax para Uso nos Estudos de Imagens Radiológicas [Trabalho Final de Graduação, Universidade Franciscana-UFN], 2020.

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 Mar. 2024.