

A influência da lei do inverso do quadrado da distância nos indicadores de exposição e qualidade de imagem para exames radiográficos de pelve

The influence of the inverse square law on exposure indicators and image quality for pelvic radiographic examinations

La influencia de la ley del inverso del cuadrado de la distancia en los indicadores de exposición y calidad de imagen para exámenes radiográficos de pelvis

Recebido: 23/03/2024 | Revisado: 31/03/2024 | Aceitado: 04/04/2024 | Publicado: 06/04/2024

Thiago Victorino Claus

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1446-0721>
Universidade Franciscana, Brasil
Hospital Universitário de Santa Maria, Brasil
E-mail: clausrx@gmail.com

Tobias Soares

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7635-8880>
Instituto Federal de Santa Catarina, Brasil
E-mail: tobiassrx@gmail.com

Jéssica Fetzer

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1078-7831>
Universidade Franciscana, Brasil
E-mail: jessicafrosa96@gmail.com

Felipe Bail

ORCID: <https://orcid.org/0009-0003-8024-4004>
Universidade Franciscana, Brasil
E-mail: felipedebail@gmail.com

Marion Silva da Silva

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8406-0542>
Universidade Federal de Santa Maria, Brasil
Hospital Universitário de Santa Maria, Brasil
E-mail: marion.silva@ufsm.br

Renata Hassler Lopes

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5072-1223>
Universidade Federal de Santa Maria, Brasil
Hospital Universitário de Santa Maria, Brasil
E-mail: renata.hasslerlopes@gmail.com

Tadeu Baumhardt

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4603-8058>
Universidade Federal de Santa Maria, Brasil
Hospital Universitário de Santa Maria, Brasil
E-mail: tadeurs@gmail.com

Resumo

O objetivo deste estudo foi investigar a influência do aumento da distância entre o foco do tubo radiográfico e o detector (do inglês, Focal-Detector Distance (FDD), na qualidade da imagem (QI) e na dose de radiação aplicada ao paciente durante exames radiográficos da pelve. Para isso, empregou-se um sistema radiográfico, um modelo semi-anatômico de pelve e um sistema de radiologia computadorizada (RC) para aquisição e digitalização das imagens. Modificou-se a FDD conforme a lei do inverso do quadrado da distância e manteve-se o índice de exposição (IE) com cinco valores de tensão distintos. Mediu-se o KERMA no ar incidente (INAK) com um conjunto dosimétrico e analisou-se a QI usando um software público para histograma e regiões de interesse (ROI). Avaliou-se a relação sinal-ruído (RSR) e o contraste radiográfico (CR) como descritores de QI. Comparando as imagens obtidas com a técnica padrão de 1 metro, constatamos que aumentar a FDD em 50% (de 1,0 para 1,5 m) e a tensão em 24,68% (de 77 para 96 kVp) resultou em uma redução significativa de 43,1% no INAK, sem alteração significativa na RSR e o IE permaneceu dentro dos limites estabelecidos pelo fabricante. Além disso, uma mínima redução no CR de 0,2% (de 43,0 para 42,0). Nossos resultados indicam que o uso de uma FDD maior que a padrão para exames de pelve oferece uma relação custo-benefício altamente favorável.

Palavras-chave: Otimização de processos; Diagnóstico por imagem; Pelve; Razão sinal ruído.

Abstract

The aim of this study was to investigate the influence of increasing the distance between the radiographic tube focus and the detector (known as Focal-Detector Distance (FDD)) on image quality (IQ) and radiation dose applied to the patient during pelvic radiographic examinations. For this purpose, we employed a radiographic system, a semi-anatomical model of the pelvis, and a computerized radiology system (CR) for image acquisition and digitization. We varied the FDD according to the inverse square law and maintained the exposure index (IE) with five different voltage values. We measured Incident air kerma (INAK) with a dosimetric set and analyzed IQ using public software for histogram and regions of interest (ROI). We evaluated the signal-to-noise ratio (SNR) and the radiographic contrast (CR) as IQ descriptors. Comparing the images obtained with the standard 1-meter technique, we found that increasing the FDD by 50% (from 1.0 to 1.5 m) and the voltage by 24.68% (from 77 to 96 kVp) resulted in a significant 43.1% reduction in INAK, with no significant alteration in SNR, and the IE remained within the limits established by the manufacturer. Additionally, there was a minimal 0.2% reduction in CR (from 43.0 to 42.0). Our results indicate that using an FDD larger than the standard for pelvic examinations offers a highly favorable cost-benefit ratio.

Keywords: Process optimization; Imaging diagnosis; Pelvis; Signal to noise ratio.

Resumen

El objetivo de este estudio fue investigar la influencia del aumento de la distancia entre el foco del tubo radiográfico y el detector (conocida como Distancia Foco-Detector (FDD) en inglés) en la calidad de la imagen (QI) y en la dosis de radiación aplicada al paciente durante los exámenes radiográficos de la pelvis. Para ello, empleamos un sistema radiográfico, un modelo semi anatómico de la pelvis y un sistema de radiología computarizada (RC) para la adquisición y digitalización de imágenes. Variamos la FDD según la ley del inverso del cuadrado de la distancia y mantuvimos el índice de exposición (IE) con cinco valores de tensión distintos. Medimos el KERMA en el aire incidente (INAK) con un conjunto dosimétrico y analizamos la QI utilizando un software público para histograma y regiones de interés (ROI). Evaluamos la relación señal-ruido (RSR) y el contraste radiográfico (CR) como descriptores de la QI. Al comparar las imágenes obtenidas con la técnica estándar de 1 metro, observamos que aumentar la FDD en un 50% (de 1.0 a 1.5 m) y la tensión en un 24.68% (de 77 a 96 kVp) resultó en una reducción significativa del 43.1% en el INAK, sin alteración significativa en la RSR, y el IE se mantuvo dentro de los límites establecidos por el fabricante. Además, hubo una reducción mínima del CR del 0.2% (de 43.0 a 42.0). Nuestros resultados indican que el uso de una FDD mayor que la estándar para los exámenes de pelvis ofrece una relación costo-beneficio altamente favorable.

Palabras clave: Optimización de procesos; Diagnóstico por imagen; Pelvis; Relación señal-ruido.

1. Introdução

Os raios X são radiações eletromagnéticas caracterizadas por alta frequência e por um comprimento de onda curto menor que 1,0 Ångström (1Å) (Eisberg & Resnick, 1979). A lei do inverso do quadrado da distância diz que, à medida que nos afastamos da fonte de raios X, a intensidade diminui pela razão do quadrado da distância. Isso significa que a intensidade é quatro vezes menor se a distância for dobrada, por exemplo. Entretanto, a variação na quantidade de raios X produzida é proporcional ao quadrado da razão das tensões; em outras palavras, se a tensão for duplicada, a intensidade dos raios X aumentará por um fator de quatro (Bushong, 2010).

Atualmente, estudos de Alzyoud et al. (2019) e Davies et al. (2020) destacaram que, durante a prática clínicas, os profissionais de radiologia selecionam a tensão (kVp) no painel de comando do sistema radiográfico e posicionam a distância entre o foco e o receptor de imagem (FDD - Focal-Detector Distance) de acordo com o exame ou a anatomia sob investigação. Ao aumentar a FDD padrão, a intensidade dos raios X diminui rapidamente, conforme previsto pela lei, e o oposto também se aplica. Essa prática, quando aplicada na obtenção de imagens da pelve, pode representar uma estratégia para reduzir as exposições médicas à radiação ionizante, no caso, em particular da pelve, a irradiação direta dos órgãos internos na região inferior do abdômen, particularmente, os órgãos reprodutivos de ambos os sexos.

No contexto prático do radiodiagnóstico, essas relações são fundamentais para ajustar a exposição dos raios X, afetando diretamente a qualidade da imagem (QI) e a dose de radiação recebida pelo paciente (Holmes, Elkington & Harris, 2021). Assim, quando a tensão (kVp) é aumentada, encurta-se o comprimento de onda dos raios X, tornando-os mais penetrantes do que em um feixe de tensão menor. Também ocorre que todos os comprimentos de onda presentes no feixe de baixa tensão estão presentes na alta tensão e em intensidade muito maior (a intensidade total do feixe aumenta) (BUSHBERG, 2012).

Os indicadores de exposição (IE) inerentes à ID podem fornecer ao profissional da radiologia uma estimativa de dose

que atingiu o detector. Embora o IE não se relacione diretamente com a dose no paciente, ainda que o valor de referência esteja em conformidade com os definidos pelo fabricante, indicando que a exposição no detector foi alcançada (AAPM, 2015; Flintham et al., 2021). Além disso, segundo a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), o avanço da tecnologia digital na radiologia trouxe benefícios significativos, incluindo a capacidade de ajustar o contraste radiográfico (CR) na imagem digital (ID) por meio de técnicas de pós-processamento (Shepard et al., 2009).

Tendo em vista que os estudos recentes de Trozic, England e Mekis (2023) destacaram que a radiografia de pelve contribui com a dose de radiação significativa para o paciente, quando comparada com outros exames de rotina, além disso, o exame faz parte da rotina de urgência e emergência para os pacientes vítimas de trauma ou de acidente de trânsito. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência do aumento da FDD (m) e da tensão de pico (kVp) na qualidade de imagem (QI), visando à redução da dose de radiação em exames de pelve no contexto da proteção radiológica.

1.1 Posicionamento radiográfico e anatomia associada de pelve

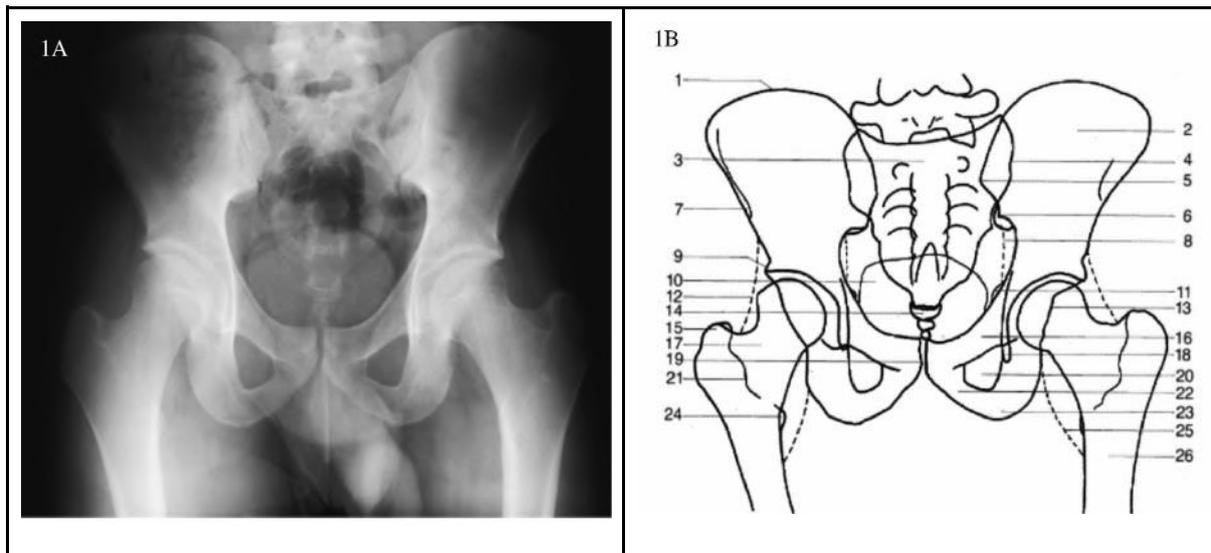
O exame radiográfico da pelve deve ser executado na posição supina ou decúbito dorsal, na qual o paciente deita-se de costas na mesa de exames. Contudo, em determinadas situações clínicas, pode ser necessária a realização em posição ortostática.

Pesquisas recentes de Flintham et al. (2021) e Trozic, England e Mekis (2023) abordaram a relevância da manutenção da posição em ortostase da pelve e do quadril em pacientes com sobrepeso e obesidade, como parte do protocolo de deslocamento de tecido adiposo para radiografia. Esses estudos ressaltaram a significância dessa metodologia em casos clínicos específicos, visando à obtenção de imagens radiográficas de maior qualidade e precisão diagnóstica. Essa prática demonstra a contínua evolução dos protocolos radiográficos para atender às necessidades de uma variedade anatômica de pacientes, considerando fatores como a composição corporal e as características individuais.

Conforme delineado por Bontrager e Lampignano (2017), o posicionamento do paciente deve ser disposto sem rotação, com o plano médio alinhado de maneira precisa ao raio central do feixe de raios X. As pernas e os pés devem ser posicionados separadamente, com uma rotação interna dos eixos longitudinais dos membros inferiores (MMII) no intervalo de 15° a 20°. A distância padrão entre a fonte de raios X e o receptor de imagem (FDD) é de 100 cm (equivalente a um metro). O receptor de imagem (RI) utilizado para a aquisição da imagem possui dimensões de 35 x 43 cm² e é posicionado de forma transversal em relação ao plano médio do paciente.

A Figura 1A mostra a radiografia ântero-posterior (AP) da pelve, enquanto a Figura 1B ilustra as estruturas anatômicas de relevância, estabelecendo um contexto visual para o estudo da pelve radiográfica. Essas considerações destacam a importância do correto posicionamento do paciente e dos parâmetros técnicos precisos na obtenção de imagens diagnósticas de alta qualidade em radiologia médica.

Figura 1 - Exame/Anatomia de Pelve.



Na Figura 1A, mostramos uma radiografia de pelve. Figura 1B, ilustração da radiografia ao lado, estão representados os principais pontos anatômicos: 1.Crista ilíaca, 2. Asa do osso ilíaco, 3. Osso Sacro, 4. Articulação sacroilíaca, 5. Espinha ilíaca pósterio-superior, 6. Espinha ilíaca pósterio-inferior, 7. Espinha ilíaca ântero-superior, 8. Linha (sombra) da parte mole do músculo obturador interno, 9. Limbo (margem) do acetábulo, 10. Sombra da bexiga urinária, 11. Espinha isquiática, 12. Estria (faixa) de gordura medialmente ao músculo glúteo mínimo, 13. Margem posterior do acetábulo, 14. Osso coccígeo (Cóccix), 15. Trocanter maior, 16. Ramo superior do osso púbis, 17. Colo do fêmur, 18. Imagem em forma de gota de lágrima (de köhler), 19. Sínfise púbica, 20. Forame obturador (obturatório), 21. Crista intertrocantérica, 22. Ramo inferior do osso púbis, 23. Túber isquiático (Ísquio), 24. Trocanter menor, 25. Estria (faixa) de gordura medialmente ao músculo iliopsoas, 26. Fêmur. Fonte: Adaptado de Möller (P.58 e 59, 2000).

Esse exemplo, apresentado na Figura 1, de exame é valioso para avaliar a estrutura óssea da pelve em condições ortostáticas, pois fornece informações importantes para diagnóstico médico e para o acompanhamento de tratamentos ortopédicos ou lesões relacionadas à pelve e ao quadril, os ramos isquiáticos e púbicos são visualizados para identificar fraturas ou irregularidades ósseas. O acetábulo e a cabeça do fêmur são avaliados para lesões, fraturas ou desalinhamentos (Trozić et al., 2023). Para Flintham et al. (2021), a sínfise púbica e o osso púbico são visíveis na parte anterior da pelve. As Articulações Sacroilíacas localizadas, bilateralmente, entre o sacro e os ossos ilíacos são examinadas para detectar assimetrias ou irregularidades.

2. Metodologia

O estudo foi realizado, na cidade de Santa Maria - Rio Grande do Sul, Brasil, no laboratório de radiodiagnóstico, trata-se de um recorte das pesquisas desenvolvidas durante as disciplinas de Processamento de Imagens e Radiodiagnóstico dos cursos de graduação de Tecnologia em Radiologia e Física Médica da Universidade Franciscana (UFN), no ano de 2023, no qual utilizamos os equipamentos disponibilizados pela instituição para aquisição e digitalização das imagens, bem com as medidas do feixe de raios X.

2.1 Equipamentos

Neste estudo, utilizou-se um sistema radiográfico da marca Intecal, modelo MAAF, em conjunto com um sistema de digitalização de imagens de radiologia computadorizada (RC) da marca, *Carestream* e modelo, *Direct View Classic CR*. O sistema radiográfico funciona dentro de uma faixa de voltagem compreendida entre 40 e 120 kVp e corrente entre 100 e 630 mA, conectado a um gerador de alta frequência. Durante a aquisição das imagens, utilizou-se um cassete de 35 cm x 43 cm com uma placa de imagem (PI) com uma resolução espacial de 10 pixels/mm e escala de resolução de 16 bits/pixel, ambos do mesmo

fabricante do sistema de RC. Essas imagens foram digitalizadas no Sistema RC e exibidas no monitor da estação de trabalho. A avaliação das medidas do feixe de raios X foi feita com um conjunto dosimétrico que usa câmara de ionização da marca *RADCAL* e modelo 9015, devidamente calibrado em laboratório de referência.

2.2 Fantoma Semi-anatômico

O dispositivo empregado para obtenção das imagens foi um modelo de fantoma semi-anatômico (Figura 2), cujo desenvolvimento foi conduzido por estudantes do curso de Física Médica da Universidade Franciscana (UFN). Esse referido fantoma é fundamentalmente composto por uma representação parcial da estrutura óssea do esqueleto (pelve) e materiais de resina acrílica. A seleção desse modelo de fantoma se justifica em razão da aplicação das mesmas metodologias de obtenção de imagem utilizadas em exames radiográficos de pelve humana.

Figura 2 - Imagens do fantoma Semi-Anatômico de Pelve.

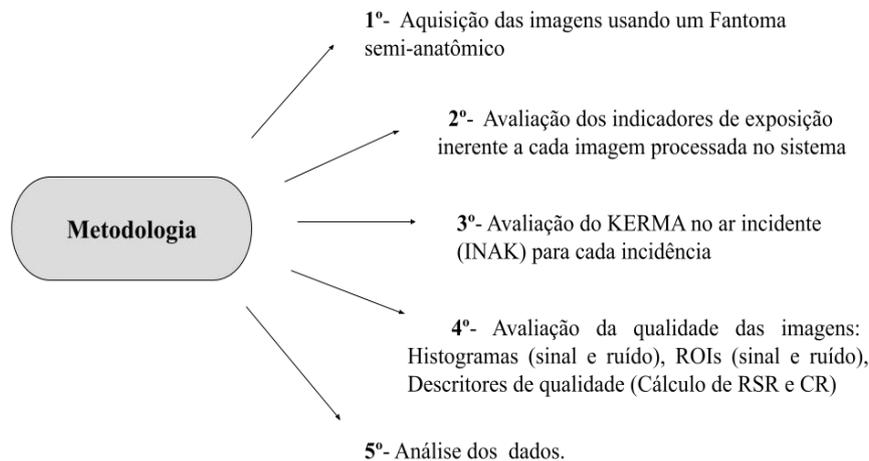


Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Adicionalmente, é relevante destacar que o referido fantoma, apresentado na Figura 2, é capaz de reproduzir imagens que apresentam uma notável proximidade com as imagens obtidas em exames de pelve humana, conferindo, assim, ao ensaio uma representatividade substancial de um exame clínico real.

Para obtenção do objetivo deste estudo, foram realizadas 5 etapas, conforme demonstrado na Figura 3.

Figura 3 - Etapas da pesquisa.



Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

2.3 Aquisição das imagens, medida dos indicadores de exposição e INAK

Durante a aquisição das imagens, utilizou-se o Fantoma semi-anatômico representando a anatomia da pelve, para tais documentações, utilizou-se o receptor 35cm x 43cm colocado no *bucky* mural, visando evitar variações na obtenção da imagem latente. Na Tabela 1, estão registrados os valores de FDD e de tensão (kVp) selecionados no painel de controle do sistema radiográfico durante a obtenção das imagens e medida de INAK. Foram mantidos fixos, em todas as exposições, a corrente elétrica em 200 mA e o produto da corrente pelo tempo em 40 mAs. O ponto focal grosso (1,2 mm²) foi escolhido por ser adequado para exames pélvicos, ou seja, corrente elétrica selecionada em 200 mA.

Tabela 1 - Parâmetros elétricos selecionados e a FDD para cada técnica.

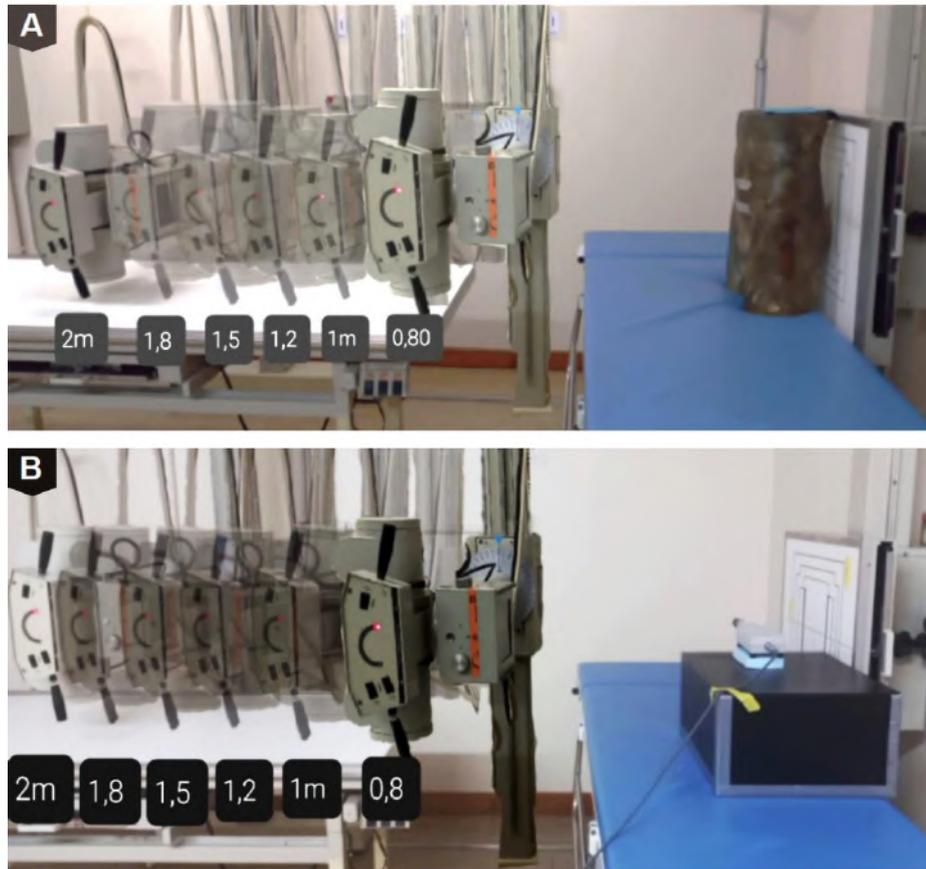
Fatores elétricos	Técnica 1	Padrão	Técnica 3	Técnica 4	Técnica 5	Técnica 6
Tensão (kVp)	70	77	85	96	109	120
FDD (m)	0,8	1,0	1,2	1,5	1,8	2,0

Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

De acordo com a Tabela 1 apresentada observa-se a necessidade de elevação da tensão de acordo com a distância utilizada no procedimento, obedecendo a lei do inverso do quadrado da distância, com a intenção de manter o mesmo índice de exposição no receptor de imagem do sistema RC.

Na Figura 4, estão representadas a geometria para aquisição das imagens e as medidas de dose de radiação.

Figura 4 - A geometria para aquisição de imagens e medida de dose de radiação.



Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Conforme apresentado na Figura 4B, foram realizadas 24 exposições, durante as quais, para cada agrupamento de quatro medidas do K_{AR} para cada Tensão/FDD, também foi calculado o valor médio para mitigar o erro aleatório.

Estudos de Dance et al. (2014) mostraram ainda que, adicionalmente, a quantidade de kerma do ar na superfície de entrada do paciente é sempre superior àquela presente no receptor de imagem (desconsiderando a atenuação), podendo ser estimada com base na proporção (1):

$$\left(\frac{FDD}{FSD}\right)^2 \quad (1)$$

em que FSD é a distância do foco à pele (do inglês, *focus to skin distance*).

Assim, pode-se demonstrar que, à medida que a FDD aumenta, o kerma no ar incidente (do inglês *measure Incident air kerma* - INAK) pode ser diminuído, mantendo o mesmo kerma no plano da imagem.

O INAK é definido como a medida do K_{AR} em uma distância específica entre o foco do tubo de raios X e a superfície do paciente (DFS), excluindo a contribuição da radiação retroespalhada pelos tecidos do paciente. Sua unidade é o *Gray* (Metaxas et al., 2019). Esse parâmetro pode ser calculado através da medição do K_{AR} , a qualquer distância corrigindo-se o valor obtido pelo inverso do quadrado da distância, conforme descrito na equação 2:

$$INAK = K_{AR} \times \left(\frac{FDD}{DFS}\right)^2 \quad (2)$$

em que o INAK é o KERMA no ar incidente; o K_{AR} é a medida realizada na Distância Foco Detector - FDD, tipicamente estabelecida em 1 metro como referência; e DFS refere-se à distância entre o foco do tubo de raios X e a superfície do paciente.

2.4 Qualidade de Imagem

A avaliação da qualidade das imagens foi realizada por meio do software de domínio público *ImageJ* (Wayne, 2023). O software *ImageJ* permitiu gerar histogramas, ao pressionar Ctrl+H para cada imagem aberta no programa, exibindo um gráfico em uma nova janela, em que o eixo X representa os valores de intensidade de pixel e o eixo Y mostra a quantidade de pixels com esses valores. Em geral, cada imagem tem um valor médio de sinal e desvio padrão (ruído) associados a ela. O histograma é uma ferramenta útil para avaliar visualmente o espectro de intensidades e quantificar os valores médios de sinal e ruído em cada imagem.

Para avaliação do sinal e do ruído na imagem, foram selecionadas 6 regiões de interesse (*ROI*) em cada imagem para determinar o sinal e o ruído, conforme Figura 5. Todos os *ROIs* eram de formato circular e tinham a mesma área (13,684 mm²).

Figura 5 - Localização dos *ROIs* na imagem de referência, no programa *ImageJ*.



Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Observa-se na Figura 5, a primeira *ROI* foi centralizada na 5ª vértebra lombar (L5), a segunda na asa do osso íliaco direito, a terceira na asa do osso íliaco esquerdo, a quarta no colo do fêmur direito, a quinta no colo do fêmur esquerdo e a sexta na borda lateral da imagem, representando o fundo da imagem, sem nenhuma anatomia específica.

Cada imagem foi analisada quanto ao valor do sinal (média dos pixels) de cada *ROI* e o ruído (respectivo desvio padrão). Para uma avaliação mais precisa de *QI*, realizou-se o cálculo da *RSR* para cada *ROI*/Anatomia, conforme equação 3.

$$RSR = \frac{\text{Média dos valores de sinal ROIs 1; 2; 3; 4 e 5}}{\text{Desvio Padrão (ruído) ROI 6}} \quad (3)$$

Segundo Biasoli (2015), a relação sinal-ruído (*RSR*) descreve a relação entre o valor médio do sinal dos pixels da região de interesse e a variação em torno dela. Uma maior *RSR* (sinal maior - ruído menor) determina uma imagem radiográfica digital de melhor qualidade.

Para avaliar a influência da *FDD* no Contraste Radiográfico (*CR*) de cada imagem, foi escolhida a diferença média de sinal do *ROI* 4 (colo do Fêmur Dir.) e *ROI* 6 (fundo), conforme a equação 4.

$$CR = (ROI\ 4) - (fundo) \quad (4)$$

2.5 Critérios de seleção

Dado a ausência de valores padrão para estabelecer os limites dos descritores de *QI*, os valores medidos nas imagens obtidas com a Técnica Padrão (com distância *FDD* de 1m) foram consideradas como referência. Optou-se pelo desvio percentual (*D*%) para comparar as imagens adquiridas em relação à imagem de referência, conforme a equação 5.

$$D(\%) = \left[\left(\frac{\text{novo valor}}{\text{valor padrão}} \right) - 1 \times (100) \right] \quad (5)$$

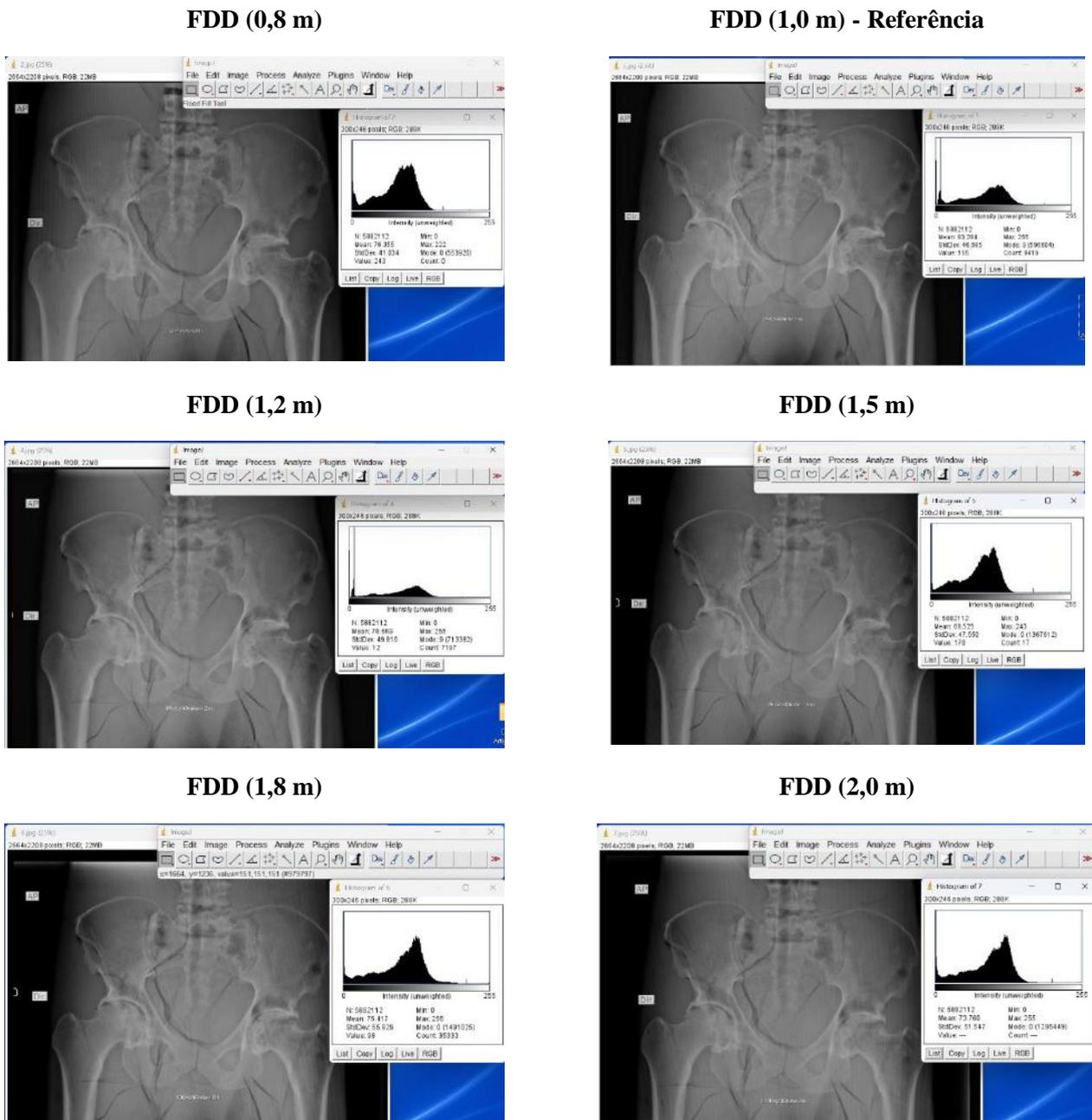
3. Resultados

Os critérios anatômicos estabelecidos pela Comissão das Comunidades Europeias para imagens da pelve no posicionamento AP incluem a reprodução visualmente nítida das seguintes estruturas: sacro e seu forame intervertebral, ramos púbicos e isquiáticos, articulações sacroilíacas, colo dos fêmures, trocânter maior e padrões córtex/trabeculares (EUR, 1996).

3.1 Histogramas das Imagens

Na Figura 6, estão representadas as 6 radiografias da pelve para cada *FDD* e o histograma respectivo obtido com o programa ImageJ.

Figura 6 - Estão apresentadas as 6 radiografias obtidas do Fantoma, para cada FDD e os histogramas obtidos através do software *ImageJ* (Ctrl+H).

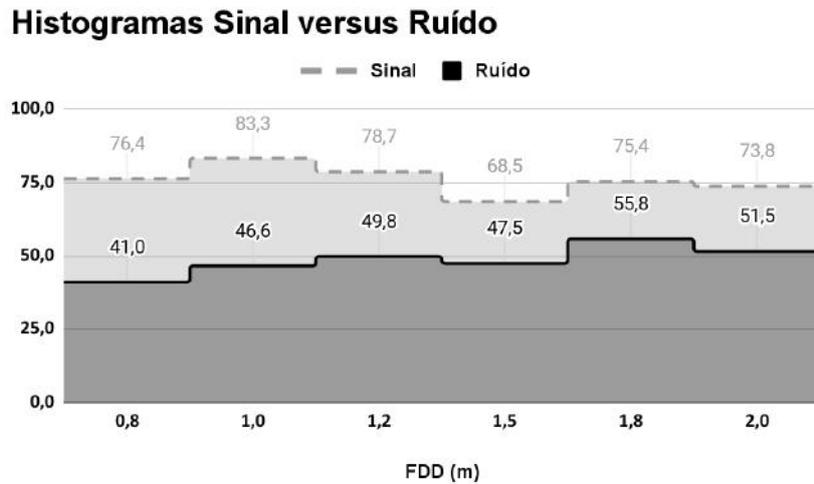


Os valores em cada imagem são respectivamente, Tensão aplicada, produto corrente pelo tempo e corrente elétrica (kV, mA.s, mA). Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Observa-se na Figura 6, de forma qualitativa que, visualmente, a influência da FDD não alterou a visualização do exame/anatomia, ou seja, de forma geral, há pouca diferença visual entre as radiografias obtidas com uma dose de 5,3 mGy para um FDD de 0,8 m e uma dose mínima de 1,64 mGy para um FDD de 2,0 m. No entanto, quantitativamente, pode-se observar no detalhe dos histogramas diferenças entre eles, na magnitude dos valores dos pixels em cada imagem.

Com os valores médios de sinal e ruído obtido de cada histograma com o programa *ImageJ*, foi possível construir um gráfico (Figura 7) para avaliar a influência da FDD, nesses descritores de qualidade de imagem (QI).

Figura 7 - Gráfico que avalia a influência da FDD.



Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Nota-se, na Figura 7, que em geral, com o aumento do FDD ocorre um aumento do ruído em comparação com a imagem padrão.

3.2 Influência da FDD nos Indicadores de Exposição

A Tabela 2, apresenta a relação entre os fatores elétricos, o FDD e o índice de exposição apresentado os respectivos desvios percentuais em relação a imagem padrão.

Tabela 2 - Relaciona a Técnica para cada FDD em relação ao IE e INAK.

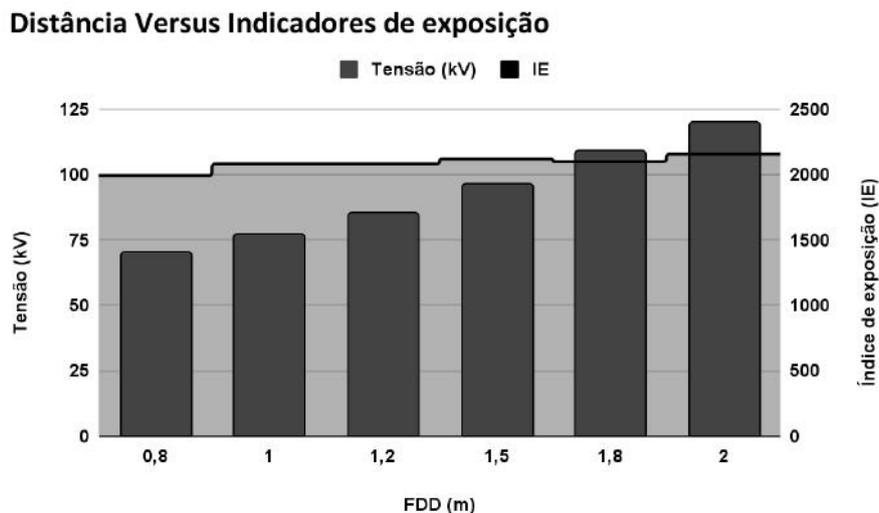
	Técnica 1	Padrão	Técnica 3	Técnica 4	Técnica 5	Técnica 6
Tensão (kV)	70	77	85	96	109	120
D% Tensão (kV)	-9,09%	-	10,39%	24,68%	41,56%	55,84%
FDD (m)	0,8	1,0	1,2	1,5	1,8	2,0
IE	1993	2081	2081	2119	2099	2158
INAK (mGy)	5,30	3,67	2,88	2,09	1,74	1,64
INAK (D%)	44,4%	-	-21,5%	-43,1%	-52,6%	-55,3%

Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Verifica-se, na Tabela 2, que para manter-se o mesmo com a mudança da Tensão/FDD os valores ficaram dentro e até mesmo abaixo do valor máximo do estabelecido pelo fabricante que considera os valores ótimos entre 1800 a 2500.

Além dos critérios de QI do exame/anatomia na imagem, o sistema de Radiologia Computadorizada (RC) da Carestream utiliza um indicador de exposição (IE), que representa o valor médio dos pixels na região clínica de interesse. O valor mediano dos valores de pixel é usado para determinar o valor do IE, que depende do algoritmo de cada fabricante e do método de calibração do detector. Os IE foram mantidos conforme apresentado na Figura 8.

Figura 8 - Relaciona a elevação da tensão (kV) e FDD (m) em relação ao IE.



Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Observa-se na Figura 8, que a compensação da tensão utilizada no estudo consegue manter o índice de exposição recomendado pelo fabricante do sistema RC. Enquanto a tensão afeta a intensidade do feixe, a lei do inverso do quadrado da distância descreve como a intensidade é distribuída à medida que nos afastamos ou aproximamos da fonte.

Devido à função característica da imagem digitalizada, uma alteração de 300 no valor do IE indica uma alteração de um fator de 2 na exposição ao detector. É importante observar que o valor alvo (ótimo) do IE para este sistema de RC em exames radiográficos deve estar entre os valores de 1.800 a 2.500. Ocorre que a faixa de tolerância deste índice é larga, resultando muitas vezes em radiografias que utilizam mais radiação do que o necessário, mesmo estando dentro desta faixa.

3.3 Influência da FDD nos Descritores de Qualidade das Imagens

Na Tabela 3, estão representados os valores médios referente a razão entre o sinal pelo ruído de cada ROI/Anatomia.

Tabela 3 - Relaciona a QI (RSR) em função de cada ROI/Anatomia.

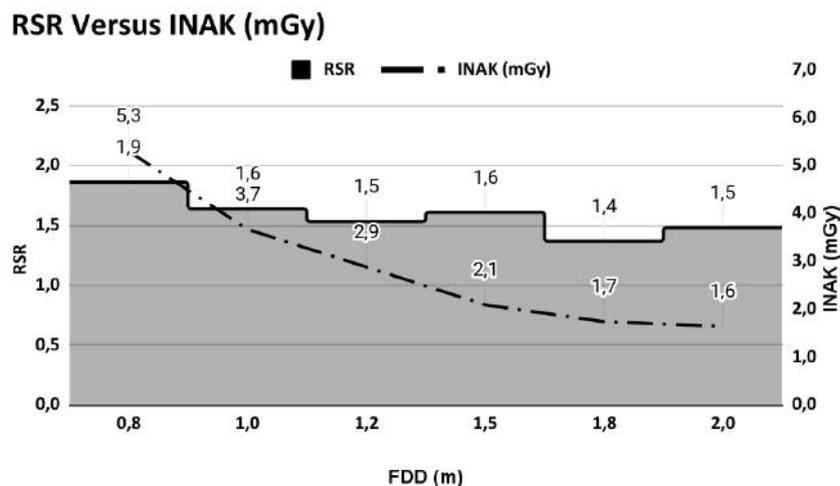
ROI	ROI/ Anatomia	Técnica 1	Padrão	Técnica 3	Técnica 4	Técnica 5	Técnica 6
1	Coluna Lombar (L5)	10,0	12,2	11,9	11,7	11,3	11,6
2	Asa Ílio Dir.	24,7	22,0	21,0	18,0	19,3	21,0
3	Asa Ílio Esq.	21,5	21,5	20,0	18,8	19,2	21,2
4	Colo Fêmur Dir.	18,7	18,0	16,5	13,9	13,6	13,4
5	Colo Fêmur Esq.	9,8	11,0	10,9	11,1	11,5	11,8
6	Fundo de Imagem	11,0	10,4	8,8	7,5	7,6	8,3

Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Na Tabela 3 apresentada, pode-se notar que a maior variação da RSR refere-se ao ROI 6 que representa o fundo da imagem obtida.

Na Figura 9, estão representados graficamente os valores médios de RSR, calculados pela Equação 3 e de INAK (mGy) para cada técnica/FDD.

Figura 9 - RSR versus INAK em função da técnica/FDD.



Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

É possível observar na Figura 9 o impacto da redução da dose em relação ao aumento da distância mantendo uma boa qualidade pelo índice RSR.

4. Discussão

Observa-se, no gráfico da Figura 9, um aumento da INAK em 44,4% (de 3,67 para 5,30) mGy e melhora na QI (RSR), como era esperado pela diminuição da FDD entre a Técnica 2 e Técnica 1. No entanto, para as demais técnicas, foi possível diminuir o INAK, sendo observada pouca variação na QI, o que representa pequena ou nenhuma degradação da imagem, conforme mostrado para técnica 4 (1,5m), a RSR é a mesma da técnica padrão (1,0m), entretanto houve uma redução da dose em 43,1% (de 3,67 para 2,09) mGy.

Na Tabela 4, encontram-se registrados os valores de contraste radiográfico (CR) calculados pela equação 4, os valores médios de dose (INAK), obtidos com o sistema dosimétrico, e os respectivos desvios percentuais (D%) em relação à técnica padrão (1m).

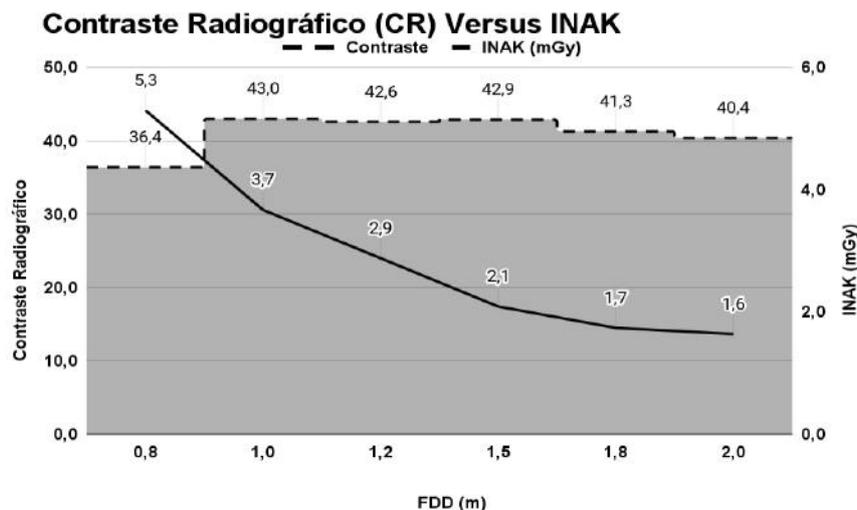
Tabela 4 - Relaciona em função da Técnica padrão.

Técnica/FDD	Contraste (CR)	D% CR	INAK (mGy)	D% INAK
Técnica 1 (0,8m)	36,4	-15,3%	5,30	44,4%
Padrão (1,0m)	43	-	3,67	-
Técnica 3 (1,2m)	42,6	-0,9%	2,88	-21,5%
Técnica 4 (1,5m)	42,9	-0,2%	2,09	-43,1%
Técnica 5 (1,8m)	41,3	-4,0%	1,74	-52,6%
Técnica 6 (2,0m)	40,4	-6,0%	1,64	-55,3%

Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Observou-se, pelos valores apresentados na Tabela 4, que uma maior INAK não irá necessariamente melhorar o contraste radiográfico (CR), também foi identificada uma maior degradação do CR para menor FDD e maior INAK e, para as técnicas 3 e 4, os valores tiveram uma redução no CR menor que 1%. Com base nos valores da Tabela 4, foi possível gerar o gráfico da Figura 10.

Figura 10 - Mostra a influência do aumento da FDD no contraste radiográfico e no INAK.



Fonte: Elaborada pelos autores (2024).

Pela análise do gráfico da Figura 10, observou-se uma redução do contraste radiográfico de 15,3% (de 43 para 36) e o valor de INAK aumentou em 44,4% (de 3,67 para 5,30) mGy, devido à aproximação da FDD (de 1,0 para 0,8) para Técnica 1, em relação à Técnica Padrão. Para as demais Técnicas 3, 4, 5 e 6, como esperado pelo aumento da FDD, houve uma redução na INAK em relação à Técnica padrão em: 21,5%, 43,1%, 52,6% e 55,3%, respectivamente, o contraste manteve-se praticamente constante com uma variação máxima de 6% para maior FDD (2,0 m).

Estudos anteriores de Heath et al. (2011) possibilitaram obter reduções substanciais na dose de radiação para pacientes, sem comprometer a QI, ao empregar uma FDD superior ao padrão em exames radiográficos digitais da pelve no plano ântero-posterior (AP).

Outros achados de Mekiš e Starc (2012) investigaram os efeitos do aumento da FDD na dose de radiação em exames radiográficos urogenitais, bem como seu impacto na QI. Utilizando dois diferentes dispositivos de raios X em dois departamentos de radiologia, foram realizadas medições a FDD de 115, 130 e 150 cm. Os resultados mostraram que o aumento da FDD reduziu significativamente a dose de radiação, com uma diminuição de 16% a 22%, dependendo das configurações. Surpreendentemente, essa redução na dose não comprometeu a QI de acordo com a avaliação de radiologistas. Esses achados sugerem que o aumento da FDD pode ser uma estratégia eficaz para reduzir a dose do paciente sem prejudicar a QI, merecendo investigações adicionais em pacientes.

Em nosso estudo, os resultados indicam que aumentar a FDD e a tensão em 50% (de 1,0 para 1,5 m e 24,68% de 77 para 96 kVp, respectivamente) possibilitou uma redução de 43,1% no INAK (de 3,67 para 20,9 mGy), sem variação significativa na RSR. Além disso, uma mínima redução no CR de 0,2% (de 43 para 42,0) e o IE permaneceu dentro dos limites estabelecidos pelo fabricante do equipamento.

Os resultados apresentados, neste estudo, demonstraram ainda que o uso de uma FDD maior do que a padrão pré-estabelecida para o exame de pelve oferece uma relação custo-benefício altamente favorável. Pode ser conseguida uma redução na INAK para o paciente, de 55,3% (5,30 para 1,64) mGy. Além disso, a avaliação da qualidade da imagem (QI) revelou que essa redução na INAK oferece um impacto mínimo na QI (CR e RSR). Vale ressaltar que os indicadores de exposição permaneceram dentro dos limites recomendados pelo fabricante (equipamento), garantindo a segurança e a eficácia do procedimento realizado.

Outros estudos de England et al. (2015) relataram que, geralmente, uma FDD de 100 cm constitui-se como um protocolo

padrão para maioria dos exames radiográficos, entretanto, para o exame/anatomia pélvica digital, a elevação da FDD emerge como uma abordagem viável para diminuir a área de entrada e as doses de radiação efetivas que preservam a QI.

Os resultados deste estudo oferecem informações valiosas para a otimização dos parâmetros de aquisição radiográfica e a minimização da INAK em exames pélvicos. Isso destaca a importância de considerar a relação entre a técnica e a FDD como um fator crucial na otimização dos exames radiográficos da pelve. Além disso, pode ser uma ferramenta potencial para redução de exposições médicas, sem comprometer a qualidade das imagens obtidas. Em suma, a manipulação da FDD é uma estratégia eficaz para melhorar a segurança do paciente e a qualidade dos exames radiográficos.

5. Conclusão

O estudo revela que o aumento da Focal-Detector Distance (FDD) em 50% e a elevação da tensão em cerca de 25%, durante exames radiográficos da pelve, resultaram em uma redução significativa de 43,1% na INAK para o paciente, sem comprometer a qualidade da imagem. Apesar de uma mínima redução no Contraste Radiográfico (CR) de 0,2%, a qualidade da imagem (QI), medida pela Relação Sinal-Ruído (RSR), permaneceu estável. O índice de exposição (IE) permaneceu dentro dos limites estabelecidos pelo sistema de radiologia computadorizada (RC), validando a segurança do procedimento. Esses ajustes mostram uma relação custo-benefício positiva, reduzindo a INAK sem impacto significativo na QI. Essas descobertas indicam que essa estratégia pode ser uma maneira segura e eficiente de otimizar a INAK para exames da pelve, mantendo a QI. No entanto, são necessárias investigações adicionais em pacientes para validar e ampliar esses resultados para a aplicação clínica dessas otimizações de dose.

Agradecimentos

Em reconhecimento, agradecemos a coordenação dos cursos de Física Médica e Radiologia da Universidade Franciscana (UFN) pela disponibilização da área e dos equipamentos de laboratório de radiodiagnóstico assim como do fantoma semi-anatômico que possibilitaram a realização deste estudo.

Referências

- Alzyoud, K., Hogg, P., Snaith, B., Flintham, K., & England, A. (2019). Impact of body part thickness on AP pelvis radiographic image quality and effective dose. *Radiography*, 25(1), e11-e17.
- American Association of Physicists in Medicine. (2015). Ongoing Quality Control in Digital Radiography. *Report of the Task Group*, (151).
- Biasoli Jr, A. (2015). Técnicas radiográficas: princípios físicos, anatomia básica, posicionamento, radiologia digital, tomografia computadorizada. Editora Rubio.
- Bongtrager, Kenneth L.; Lampignano, John P. *Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada*. Elsevier Brasil, 2017.
- Bushberg, J. T., & Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Bushong, S. C. (2010). Radiologic science for technologists.
- Dance, D. R., Christofides, S., Maidment, A. D. A., McLean, I. D., & Ng, K. H. (2014). Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. endorsed by: American association of physicists in medicine, asia-oceania federation of organizations for medical physics, european federation of organisations for medical physics.
- Davies, B. H., Manning-Stanley, A. S., Hughes, V. J., & Ward, A. J. (2020). The impact of gonad shielding in anteroposterior (AP) pelvis projections in an adult: a phantom study utilising digital radiography (DR). *Radiography*, 26(3), 240-247.
- Eisberg, Robert; Resnick, Robert. Física Quântica, Ed. Campus, 1979.
- England, A., Evans, P., Harding, L., Taylor, E. M., Charnock, P., & Williams, G. (2015). Increasing source-to-image distance to reduce radiation dose from digital radiography pelvic examinations. *Radiologic technology*, 86(3), 246-256.
- European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 EN. http://www.sprmn.pt/legislacao/ficheiros/European_Guidelineseur16260.pdf. Published 1996.

Flintham, K., Alzyoud, K., England, A., Hogg, P., & Snaith, B. (2021). Comparing the supine and erect pelvis radiographic examinations: an evaluation of anatomy, image quality and radiation dose. *The British Journal of Radiology*, 94, 20210047.

Heath, R., England, A., Ward, A., Charnock, P., Ward, M., Evans, P., & Harding, L. (2011). Digital pelvic radiography: increasing distance to reduce dose. *Radiologic technology*, 83(1), 20-28.

Holmes, K., Elkington, M., & Harris, P. (2021). *Clark's essential physics in imaging for radiographers*. CRC Press.

Mekiš, N., & Starc, T. (2012). Increasing source-to-image-receptor distance reduces entrance surface dose. *Bulletin: Newsletter of the Society of Radiographers of Slovenia & the Chamber of Radiographers of Slovenia*, 29(1).

Metaxas, V. I., Messaris, G. A., Lekatou, A. N., Petsas, T. G., & Panayiotakis, G. S. (2019). Patient doses in common diagnostic X-ray examinations. *Radiation protection dosimetry*, 184(1), 12-27.

Möller, T. B., Reif, E., Stark, P., & Stark, P. (2000). *Pocket atlas of radiographic anatomy* (pp. 140-155). Thieme.

Shepard, S. J., Wang, J., Flynn, M., Gingold, E., Goldman, L., Krugh, K., ... & Willis, C. E. (2009). An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (executive summary). *Medical physics*, 36(7), 2898-2914.

Trozic, S., England, A., & Mekis, N. (2023). Erect pelvic radiography with fat tissue displacement: Impact on radiation dose and image quality. *Radiography*, 29(3), 546-551.

Wayne R. (2024). Software para processamento e análise de imagens. USA: National Institute of Mental Health, java, *Homepage*: <http://rsbweb.nih.gov/ij/download.html>.