

## **Uso de filtração adicional em exames radiográficos de abdome: Dose efetiva versus qualidade de imagem favorece a redução de exposição médica**

**Use of additional filtration in abdominal radiographic exams: Effective Dose versus image quality favors reduction of medical exposure**

**Uso de filtración adicional en exámenes radiográficos de abdomen: Dosis efectiva versus calidad de imagen favorece la reducción de la exposición médica**

Recebido: 15/07/2025 | Revisado: 25/07/2025 | Aceitado: 25/07/2025 | Publicado: 29/07/2025

**Luísa Vargas Cassol**

ORCID: <https://orcid.org/0009-0003-3130-4453>  
Universidade Franciscana, Brasil  
E-mail: luisacassol@gmail.com

**Stéfani König Alves da Silva**

ORCID: <https://orcid.org/0009-0004-8780-3777>  
Universidade Franciscana, Brasil  
E-mail: stefanikonigads@gmail.com

**Nataly Nogueira Favarin**

ORCID: <https://orcid.org/0009-0001-1921-0492>  
Universidade Franciscana, Brasil  
E-mail: natyfavarin@gmail.com

**Maria Luísa Silva Mendes**

ORCID: <https://orcid.org/0009-0004-2678-3848>  
Universidade Franciscana, Brasil  
E-mail: caceressociallu@gmail.com

**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

### **Resumo**

Este estudo objetivou investigar experimentalmente como a filtração adicional afeta a qualidade de imagem (QI) e a redução de exposição médica em radiografias de abdome. Utilizamos filtros de Alumínio e Cobre de diferentes espessuras, configurados por índices de filtração (IF), inseridos na colimação de um sistema radiográfico. As imagens foram obtidas em um fantoma semi-anatômico. Medimos o Kerma no ar ( $K_{ar}$ ) e calculamos o Kerma no ar incidente ( $K_{a,i}$ ) e o Kerma na entrada ( $K_{a,e}$ ). As doses absorvidas médias em órgãos ( $D_T$ ) e a dose efetiva (DE) foram simuladas com o software PCXMC 2.0. Para avaliar a QI, quantificamos sinal e ruído em seis regiões de interesse (ROI) usando o ImageJ, obtendo as relações sinal-ruído (RSR), contraste-ruído (RCR) e contraste radiográfico (CR). Os resultados mostraram que adicionar 3,0 mmAl de filtração (IF7) reduziu significativamente as exposições médicas em 54,32%, o  $K_{a,e}$  em 42,23% e a DE, além de melhorar o CR em 9,31%. Houve também redução na  $D_T$  de órgãos como testículos (-47,34%), bexiga (-42,50%) e fígado (-41,36%). Embora houvesse uma leve diminuição na RSR (-1,22%) e RCR (-18,18%), a filtração adicional demonstrou ter um impacto muito maior na redução das exposições médicas do que na degradação da QI.

**Palavras-chave:** Raios X; Filtração; Intensificação de Imagem Radiográfica; Segurança do Paciente; Dose de Radiação.

### **Abstract**

This study aimed to experimentally investigate how additional filtration affects image quality (IQ) and the reduction of medical exposure in abdominal radiography. We used aluminum and copper filters of varying thicknesses, configured by filtration indices (FI), inserted into the collimation of a radiographic system. Images were acquired using a semi-anatomical phantom. We measured Kerma in air ( $K_{ar}$ ) and calculated incident Kerma in air ( $K_{a,i}$ ) and entrance Kerma in air ( $K_{a,e}$ ). Mean absorbed doses in organs ( $D_T$ ) and effective dose (ED) were simulated using PCXMC 2.0 software. To evaluate IQ, we quantified signal and noise in six regions of interest (ROI) using ImageJ, obtaining signal-to-noise ratios (SNR), contrast-to-noise ratios (CNR), and radiographic contrast (RC). Results showed that adding 3.0 mmAl of filtration (FI7) significantly reduced medical exposures by 54.32%,  $K_{a,e}$  by 42.23%, and ED, while improving RC by

9.31%. There were also reductions in  $D_T$  for organs like testes (-47.34%), bladder (-42.50%), and liver (-41.36%). Although there was a slight decrease in SNR (-1.22%) and CNR (-18.18%), additional filtration demonstrated a much greater impact on reducing medical exposures than on IQ degradation.

**Keywords:** X-rays; Filtration; Intensificación de Imagen Radiográfica; Patient Safety; Radiation Dose.

## Resumen

Este estudio tuvo como objetivo investigar experimentalmente cómo la filtración adicional afecta la calidad de imagen (QI) y la reducción de la exposición médica en radiografías de abdomen. Utilizamos filtros de Aluminio y Cobre de diferentes espesores, configurados mediante índices de filtración (IF), insertados en la colimación de un sistema radiográfico. Las imágenes se obtuvieron en un fantoma semi-anatómico. Medimos el Kerma en aire ( $K_{ar}$ ) y calculamos el Kerma en aire incidente ( $K_{a,i}$ ) y el Kerma en la entrada ( $K_{a,e}$ ). Las dosis absorbidas medias en órganos ( $D_T$ ) y la dosis efectiva (DE) se simularon con el software PCXMC 2.0. Para evaluar la CI, cuantificamos la señal y el ruido en seis regiones de interés (ROI) usando ImageJ, obteniendo las relaciones señal-ruido (RSR), contraste-ruido (RCR) y contraste radiográfico (CR). Los resultados mostraron que añadir 3,0 mmAl de filtración (IF7) redujo significativamente las exposiciones médicas en un 54,32%, el  $K_{a,e}$  en un 42,23% y la DE, además de mejorar el CR en un 9,31%. También hubo una reducción en la  $D_T$  de órganos como los testículos (-47,34%), la vejiga (-42,50%) y el hígado (-41,36%). Aunque hubo una leve disminución en la RSR (-1,22%) y RCR (-18,18%), la filtración adicional demostró tener un impacto mucho mayor en la reducción de las exposiciones médicas que en la degradación de la CI.

**Palabras clave:** Rayos X; Filtración; Radiographic Image Enhancement; Seguridad del Paciente; Dosis de Radiación.

## 1. Introdução

Estudos de Mc Fadden et al. (2018) identificaram grande variação nas exposições médicas em exames radiográficos de abdome na Europa, mesmo com o uso de sistemas digitais (SD). Essa variação foi atribuída à diversidade na formação dos profissionais de radiologia, indicando que a redução da exposição pode influenciar a qualidade da imagem (QI) e vice-versa.

Estudos recentes de Petit et al. (2024) evidenciam que a utilização de filtração adicional no feixe de raios X pode reduzir de forma significativa as exposições médicas em neonatos, sem comprometer a QI. Segundo Tavares, Lança e Machado (2015), essa redução ocorre devido ao endurecimento do feixe, resultado da remoção dos fôtons de baixa energia. Os fôtons mais energéticos remanescentes atravessam o material filtrante com maior eficiência, proporcionando uma diminuição relevante nas exposições médicas, com impacto relativamente menor sobre os indicadores de QI.

A avaliação da QI em SD pode ser obtida usando-se a ferramenta, regiões de interesse (ROI) em programas de processamento de imagens, *ImageJ* (Schneider; Rasband; Eliceiri, 2012). Valores médios de sinal e ruído são quantificados em cada ROI na imagem para, então, calcular suas relações (Bushberg et al., 2011). Essas relações são descritores de QI, conhecidos como a relação sinal-ruído (RSR), que expressa a razão entre o valor médio do sinal proveniente das ROI e a magnitude do ruído associado, caracterizado pela variação estatística dos níveis de cinza (Dance, 2014). Além disso, a relação contraste-ruído (RCR) avalia a diferença de sinal entre duas regiões distintas em relação ao ruído, sendo essencial para a detecção de detalhes de baixo contraste. Por fim, o contraste radiográfico (CR) quantifica diretamente a diferença de intensidade entre áreas de diferentes densidades, refletindo a capacidade de distinção entre estruturas anatômicas (Tavares; Lança & Machado, 2015, Claus et. al, 2024).

A verificação do KERMA no ar ( $K_{ar}$ ) faz parte de um conjunto de testes de controle de qualidade em radiodiagnóstico, conforme Resolução da Diretoria Colegiada - IN nº 90 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA, 2021). A partir dos valores médios de  $K_{ar}$  pode-se obter o KERMA no ar incidente ( $K_{a,i}$ ) e do KERMA no ar na entrada ( $K_{a,e}$ ). O  $K_{a,i}$  e o  $K_{a,e}$ , por sua vez, oferecem estimativas das exposições médicas para uma geometria de exame específica e na superfície de entrada da pele do paciente, respectivamente (Metaxas et al., 2019).

Embora, estimar a dose absorvida média em um órgão ou tecido ( $D_T$ ) e a dose efetiva (DE) de um exame radiográfico apresenta desafios experimentais significativos. Isso ocorre porque os órgãos recebem apenas exposição parcial, o que gera

incerteza nas medições. Para contornar essa dificuldade, o programa PCXMC 2.0 (STUK) é amplamente reconhecido como um método eficaz (Alvarez et al., 2022).

Este estudo objetivou investigar experimentalmente como a filtração adicional afeta a qualidade de imagem (QI) e a redução de exposição médica em radiografias de abdome.

## 2. Materiais e Métodos

Realizou-se uma pesquisa exploratória, experimental, laboratorial de natureza quantitativa, seguindo os preceitos de Pereira et al. (2018). As etapas experimentais foram executadas no laboratório de radiodiagnóstico da Universidade Franciscana (UFN), um espaço que integra as atividades de pesquisa da disciplina de Radiodiagnóstico e atende aos cursos de graduação em Radiologia e Física Médica.

### 2.1 Sistemas e fantoma

Para este estudo, foi utilizado um sistema radiográfico INTECAL (modelo MAAF) e um sistema de radiologia computadorizada (RC) Carestream Vita Flex, que incluía cassetes de  $35 \times 43$  cm e placas de imagem Carestream. As medições do  $K_{ar}$  foram realizadas com um sistema dosimétrico RADCAL 9015. As imagens foram obtidas utilizando um fantoma semi-anatômico de abdome (Vianna & Schwarz, 2020). A análise da QI foi conduzida com o auxílio do sistema computacional *ImageJ*. Por fim, as simulações da  $D_T$  e da DE foram feitas utilizando o sistema computacional PCXMC 2.0.

### 2.2 Medidas de KERMA no ar ( $K_{ar}$ ) e aquisição das imagens

Durante as medidas de  $K_{ar}$  (Figura 1(A)) e aquisição das imagens (Figura 1(B)), manteve-se constante os fatores de exposição: tensão (81 kVp) e produto corrente pelo tempo (40 mA.s). Para verificar a influência da filtração, foram usadas 12 placas de alumínio (Al) de área  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  com 0,5 mm de espessura e 2 placas de cobre (Cu) de área  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  com 0,3 mm de espessura inseridas na caixa de colimação do sistema radiográfico, onde, para cada conjunto de placas foi definido valores e índice de filtração (IF), conforme descrito nas Tabelas 1 e 2. Foram realizadas um total de 60 exposições para cada grupo de quatro medidas do  $K_{ar}$  para cada IF, o valor médio foi calculado para reduzir o erro aleatório. A partir desses valores médios de  $K_{ar}$ , foi possível obter os valores de  $K_{a,i}$  e  $K_{a,e}$  calculados utilizando as Equações 1 e 2, respectivamente (Metaxas et al., 2019; Oliveira, 2012).

$$K_{a,i} = K_{ar} \times \left( \frac{DFR}{DFS} \right)^2 \quad (1)$$

$$K_{a,e} = K_{a,i} \times BSF \quad (2)$$

Onde a distância foco-receptor de imagem (DFR) é 100 cm e a distância foco-superfície do fantoma é (80 cm), conforme mostrado na Figura 1. O fator retroespalhamento (BSF) usou-se o valor constante de 1,4, valor compatível com o exame do abdome.

Durante aquisição de imagens, trocou-se o conjunto dosimétrico pelo fantoma semi-anatômico corrigindo a distância fonte receptor de imagem para 1 metro conforme protocolo de exame radiográfico de abdome (Figura 1(B)). Nesta configuração foram obtidas 15 imagens, digitalizadas no sistema RC. Os índices de exposição (IE) inerentes a cada imagem foram obtidos diretamente na estação de trabalho do próprio sistema.

### 2.3 Análise das imagens

Seis regiões de interesse foram definidas em cada imagem, todas circulares e de área idêntica foram quantificadas utilizando o programa computacional *ImageJ*. Cinco delas localizadas no exame/anatomia, duas nas asas ilíacas (direita e esquerda), duas nos colos do fêmur (direito e esquerdo), uma na região abdominal lateral esquerda do fantoma, usadas para calcular o valor médio do sinal (média dos pixels) e uma foi posicionada em uma área homogênea da imagem para determinar o ruído (desvio padrão), representando o ROI de fundo da imagem, conforme Figura 1(C). Para cada ROI, foram calculados o sinal e o ruído. A QI foi avaliada por meio de três descritores: (i) Relação Sinal-Ruído, calculada conforme a Equação 3 (Mraity e Haab et al. 2016); (ii) Relação Contraste-Ruído, determinada pela diferença média entre os valores de sinal das regiões de interesse de fundo e da imagem, adaptada da Equação 4 (Mendes, Silva e Tomal, 2019), sendo esta métrica geralmente aplicada a simuladores com sinal homogêneo; e (iii) Contraste Radiográfico, que avalia a diferença de brilho entre áreas claras e escuras da imagem, conforme Equação 5 (Claus et al. 2024).

$$RSR = \frac{\text{Sinal médio do ROI 1; 2; 3; 4 e 5}}{\text{Ruído de fundo}} \quad (3)$$

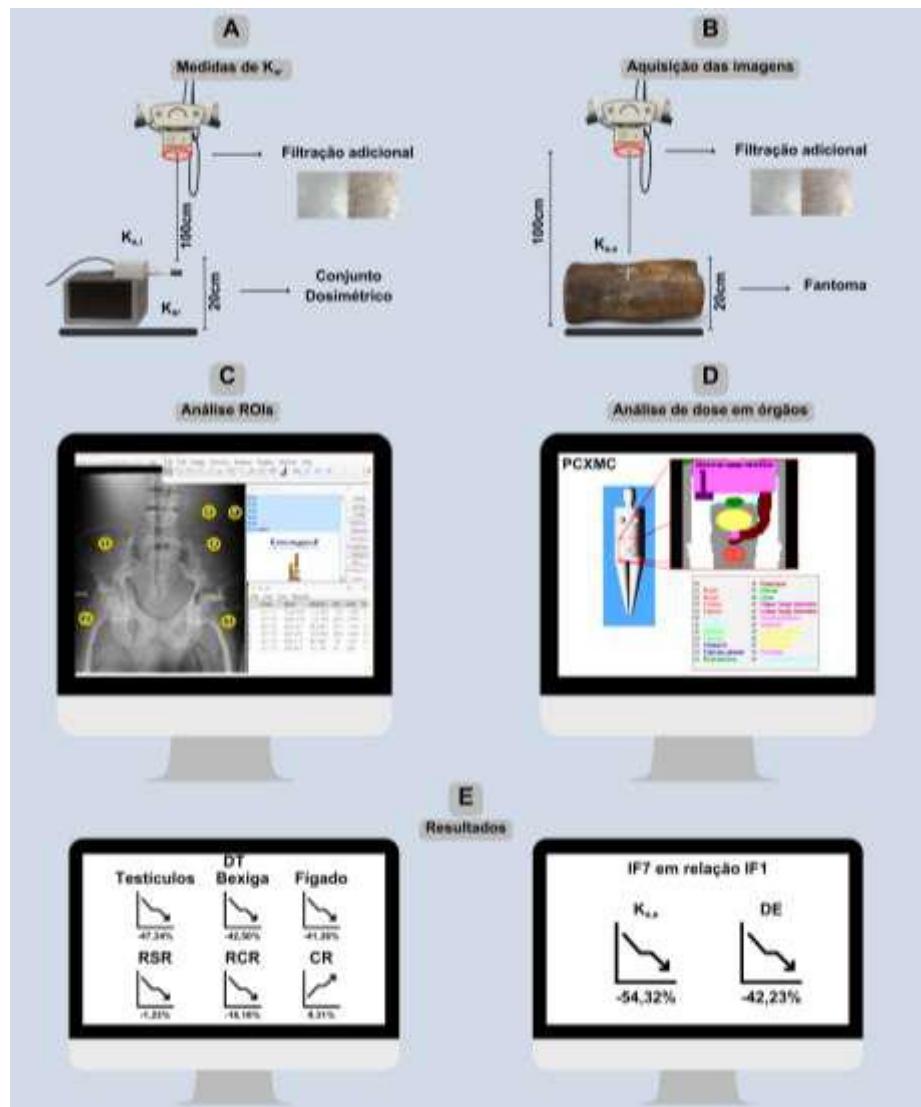
$$RCR = \left| \frac{\bar{x} \text{ valores de sinal (fundo)} - \bar{x} \text{ valores de sinal (ROI 5)}}{\text{Ruído de fundo}} \right| \quad (4)$$

$$CR = (ROI\ 5) - (fundo) \quad (5)$$

### 2.4 Dose absorvida média em um órgão ou tecido (D<sub>T</sub>) e Dose Efetiva (DE)

Para este estudo, utilizando o programa computacional PCXMC 2.0, foram selecionadas as seguintes estruturas: medula óssea ativa, cólon, fígado, ovários, próstata, intestino delgado, testículos, bexiga e pelve, além da DE (Figura 1(D)). Com a inserção dos parâmetros de tensão (81 kV), ângulo do ânodo (12,5°) e Camada Semi Redutora (CSR) total, sem filtração (IF1) de 3,09 mm Al do sistema radiográfico, foram estimadas as doses em miligray (mGy) para os principais órgãos da região do abdome e a DE em millisievert (mSv) para cada IF.

**Figura 1** - Demonstração do processo aquisitivo dos resultados.



Fonte: Autoria própria (2025).

## 2.5 Critérios de seleção

A ausência de limites de exposições médicas e de valores nos descritores de QI levou à adoção dos parâmetros mensurados na imagem de referência (IF1). Para a comparação das imagens subsequentes em relação à imagem de referência, empregou-se o desvio percentual (D%), conforme Equação 6.

$$D(\%) = \left[ \left( \frac{\text{novo valor}}{\text{valor padrão}} - 1 \right) \times 100 \right] \quad (6)$$

## 3. Resultados e Discussão

Com o avanço da tecnologia nos SD, a otimização das exposições médicas em relação a QI se tornou um foco central na prática da radiologia (Gatt; Portelli; Zarb, 2022). Entretanto, esse avanço trouxe consigo o desafio do chamado "acréscimo de dose", ou seja, a tendência de aumento de exposições médicas devido à maior tolerância dos SD à superexposição. Para mitigar esse problema, o Índice de Exposição (IE) foi introduzido como uma ferramenta de controle da inerente a imagem em SD (Braga

et al., 2019). O IE oferece aos profissionais de radiologia um retorno sobre a relação entre os parâmetros de exposição definidos no console do equipamento e a quantidade de raios X que efetivamente atinge o receptor de imagem (Erenstein et al., 2020).

Nas Tabelas 1 e 2 estão representados os valores dos descritores de exposições médicas e QI, conforme esperado aplicação da filtração adicional resulta em uma redução significativa nos valores de  $K_{a,e}$  e DE, entretanto as variações observadas nos IE e nos descritores de QI foram menos expressivas.

**Tabela 1** - Valores médios dos descritores de exposições médicas e QI em Função do IF.

IF	Filtração Adicional	Descritores de exposições médicas					Descritores de QI		
		Espessura/ material	IE	$K_{a,e}$ (mGy) Cu	$K_{a,e}$ (mGy) Al	$K_{a,e}$ (mGy) Cu	DE (mGy)	CD	D <sub>CD</sub>
1	Feixe original	2155	3,17	4,95	6,93	1,146	809,36	3,29	11,00
2	0,5 mmAl	2114	2,70	4,20	5,80	1,026	805,81	2,80	9,80
3	1,0 mmAl	2104	2,31	3,61	5,05	0,924	829,42	3,11	9,60
4	1,5 mmAl	2080	1,87	2,88	4,21	0,821	822,22	2,01	9,00
5	2,0 mmAl	2071	1,83	2,85	4,00	0,787	852,01	3,01	8,80
6	2,5 mmAl	2055	1,64	2,55	2,57	0,726	860,29	2,19	8,60
7	3,0 mmAl	2021	1,45	2,26	3,17	0,662	884,71	3,25	9,00
8	3,5 mmAl	2004	1,22	2,08	2,91	0,625	900,09	2,20	8,50
9	4,0 mmAl	2000	1,21	1,89	2,64	0,581	845,25	3,45	8,90
10	4,5 mmAl	1980	1,07	1,66	2,22	0,521	867,19	2,27	8,20
11	5,0 mmAl	1966	1,04	1,62	2,27	0,519	871,76	3,33	8,50
12	5,5 mmAl	1940	0,96	1,50	2,00	0,490	871,52	2,19	7,50
13	6,0 mmAl	1931	0,89	1,39	1,95	0,460	877,18	3,31	7,80
14	6,5 mmCu	1917	0,69	1,05	1,49	0,292	809,2	2,24	6,40
15	0,6 mmCu	1730	0,33	0,51	0,71	0,214	846,42	3,09	8,10

Fonte: Autoria própria (2025).

A Tabela 1 apresenta o feixe original (IF1), que corresponde à filtração inerente do tubo de raios X, equivalente a 3,09 mmAl, conforme determinado em testes de controle de qualidade. Observa-se que o aumento do IF, tanto com a adição de alumínio quanto de cobre, promove uma redução consistente e significativa dos descritores de exposição médica. Destaca-se que o uso do cobre demonstra ser mais eficaz nesse processo. Essa diferença de comportamento é atribuída às distintas propriedades físicas dos materiais. O cobre, sendo três vezes mais denso e possuindo o dobro da massa atômica do alumínio, apresenta uma probabilidade de interação com os fótons consideravelmente maior. Isso explica a capacidade superior do cobre em atenuar o feixe de raios X, resultando em uma redução nos descritores de exposições médicas mais acentuada em comparação à degradação dos descritores de QI, como pode ser observado na Tabela 2.

**Tabela 2** - Mostra o D% dos descritores de exposições médicas e QI em relação ao feixe original (IF1).

Filtração Adicional	D% dos descritores de exposições médicas				D% dos descritores de QI		
	IF	Espessura/material	D% (IE)	D% (K <sub>a,c</sub> )	D% (DE)	D% (RSR)	D% (RCR)
1	Feixe original	-	-	-	-	-	-
2	0,5 mmAl	-1,90%	-15,09%	-10,47%	-6,08%	-10,91%	-0,43%
3	1,0 mmAl	-2,37%	-27,19%	-19,37%	-5,47%	-12,73%	2,48%
4	1,5 mmAl	-3,06%	-37,87%	-28,36%	-8,51%	-18,18%	2,95%
5	2,0 mmAl	-3,90%	-42,34%	-31,33%	-8,51%	-20,00%	5,27%
6	2,5 mmAl	-4,64%	-48,49%	-36,65%	-3,34%	-21,82%	6,30%
7	3,0 mmAl	-6,22%	-54,32%	-42,23%	-1,22%	-18,18%	9,31%
8	3,5 mmAl	-7,01%	-58,07%	-45,46%	0,00%	-22,73%	11,20%
9	4,0 mmAl	-7,19%	-61,88%	-49,30%	4,86%	-19,09%	4,43%
10	4,5 mmAl	-7,70%	-66,45%	-54,54%	-0,61%	-25,45%	7,18%
11	5,0 mmAl	-8,77%	-67,27%	-54,71%	1,22%	-22,73%	7,71%
12	5,5 mmAl	-9,56%	-69,79%	-57,33%	-5,17%	-31,82%	7,68%
13	6,0 mmAl	-10,39%	-71,93%	-59,86%	0,61%	-29,09%	8,38%
14	0,3 mmCu	-11,04%	-78,70%	-65,79%	-1,52%	-41,82%	12,19%
15	0,6 mmCu	-19,72%	-89,76%	-81,33%	-6,08%	-26,36%	4,58%

Fonte: Autoria própria (2025).

A análise dos dados da Tabela 2, mostra que à medida que se aumenta a espessura do material filtrante, observam-se reduções progressivas e expressivas nos valores relacionados aos descritores de exposições médicas devido ao uso de espessuras de alumínio e cobre, respectivamente. Por exemplo, com a aplicação de 6,0 mm de alumínio (IF13), a DE foi reduzida em 59,86% e o K<sub>a,c</sub> em 71,93%, enquanto o IE apresentou redução mais moderada, de 10,39%. No entanto, os impactos na QI permaneceram menores, com reduções de apenas -6,08% na RSR, -26,36% na RCR e um leve aumento de 4,58% no CR. Nesse contexto, os SD oferecem recursos adicionais que favorecem essa estratégia, pois permitem o ajuste do contraste da imagem por meio de técnicas de pós-processamento, conferindo maior flexibilidade na aquisição e otimização das imagens (Seeram et al., 2016; Karal & Tokgoz, 2023). Tal potencial é atribuído à ampla faixa dinâmica dos SD, que possibilita a combinação eficiente entre a filtragem adicional e os métodos de manipulação digital da imagem, permitindo alcançar imagens diagnósticas com exposições médicas reduzidas (Tavares, Lança & Machado, 2015; Jang et al., 2018).

Na Tabela 3, estão representados os valores da Dose Absorvida Média para nove órgãos e tecidos incluídos no exame de abdome para cada IF.

**Tabela 3** - Dose Absorvida Média em um Órgão ou Tecido (D<sub>T</sub>) em função do IF.

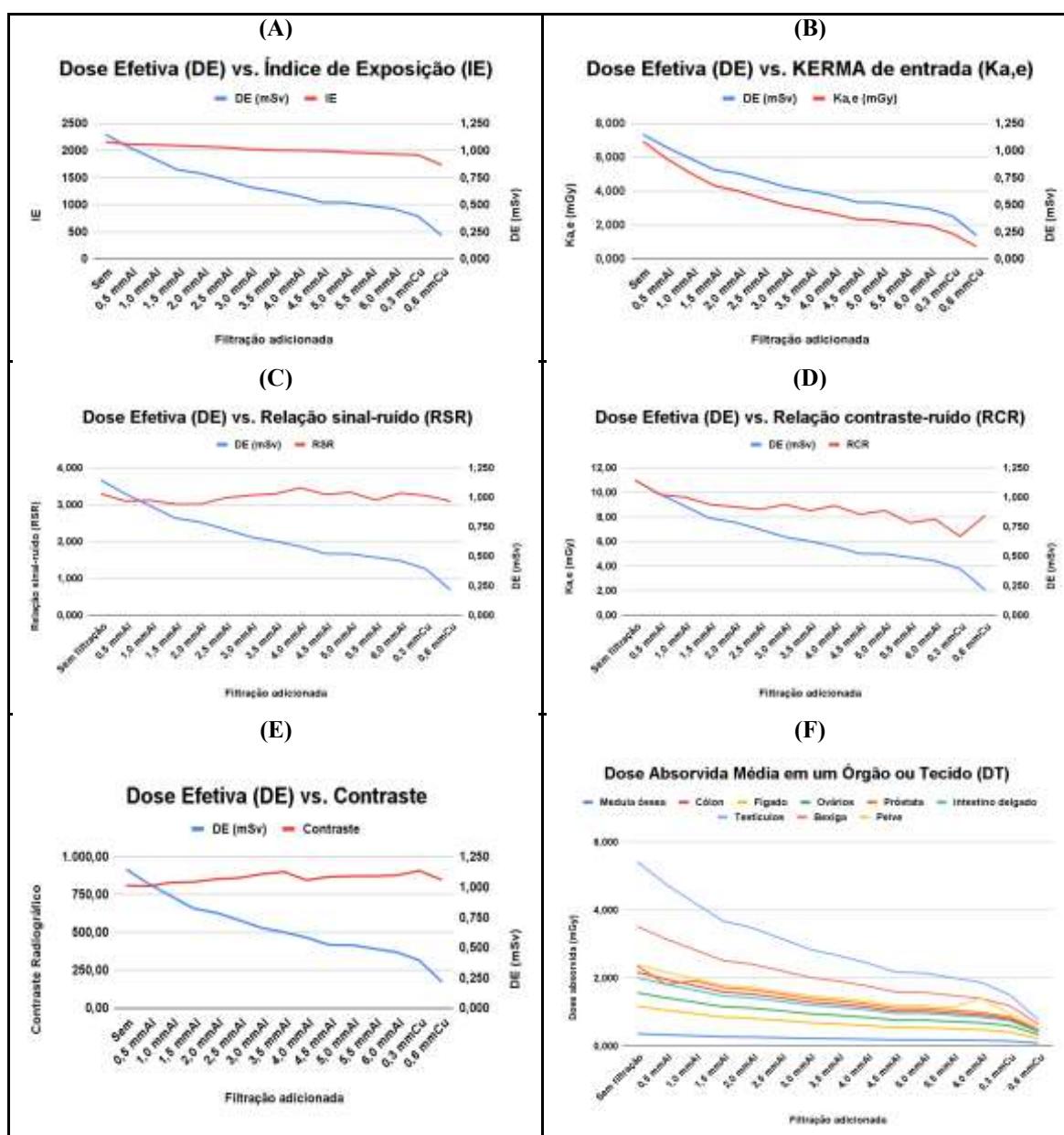
IF	Medula óssea	Intestino delgado							Pelve
		Côlon	Fígado	Ovários	Próstata	Testículos	Bexiga	Pelve	
1	0,368	2,178	1,180	1,573	2,355	2,013	5,423	3,525	2,398
2	0,335	1,966	1,061	1,425	1,819	1,819	4,764	3,155	2,181
3	0,306	1,782	0,958	1,296	1,926	1,650	4,213	2,838	1,989
4	0,275	1,592	0,853	1,161	1,720	1,476	3,681	2,518	1,788
5	0,267	1,533	0,819	1,122	1,657	1,424	3,479	2,412	1,733
6	0,250	1,422	0,758	1,044	1,538	1,322	3,170	2,225	1,610
7	0,230	1,302	0,692	0,958	1,407	1,211	2,856	2,027	1,487
8	0,219	1,233	0,654	0,909	1,333	1,148	2,666	1,911	1,415
9	0,205	1,151	0,609	0,850	1,244	1,072	2,454	1,776	1,326
10	0,186	1,035	0,547	0,767	1,119	0,966	2,180	1,592	1,198
11	0,187	1,033	0,545	0,767	1,117	0,964	2,150	1,583	1,200
12	0,178	0,977	0,514	0,726	1,055	0,912	2,010	1,491	1,137
13	0,168	0,922	0,484	0,687	0,996	0,862	1,879	1,403	1,403
14	0,152	0,799	0,415	0,604	0,862	0,751	1,506	1,186	0,957
15	0,089	0,445	0,229	0,344	0,479	0,421	0,772	0,644	0,547

Fonte: Autoria própria (2025).

A análise da Tabela 3, que representa a condição de menor filtração, revela que os testículos (5,423 mGy), a bexiga (3,525 mGy) e a próstata (2,355 mGy) são os órgãos que recebem as maiores doses durante exames de abdome. Essa distribuição de dose é diretamente atribuída à localização anatômica dessas estruturas na região pélvica inferior, uma área que fica mais exposta ao feixe primário de radiação. Com o aumento progressivo da filtração (da IF1 à IF15), observou-se uma redução significativa nas doses absorvidas, especialmente em órgãos radiosensíveis. Por exemplo, os testículos apresentaram uma diminuição de aproximadamente 85,77% na dose (de 5,423 mGy para 0,772 mGy). A bexiga e a pelve também registraram reduções expressivas de 81,74% e 77,19%, respectivamente.

Na Figura 2 (A-F) demonstra que o aumento da filtração nos sistemas radiográficos leva a uma redução significativa nos indicadores de exposição, como a DE e  $K_{a,e}$ . Contudo, a QI, cujos descritores apresentam apenas variações sutis. Em todos os órgãos e tecidos avaliados, o incremento da filtração resultou consistentemente em uma menor dose absorvida média.

**Figura 2 - DE versus descritores de exposições e QI.**



Fonte: Autoria própria (2025).

Conforme demonstrado na Figura 2(A), o IF 15 (0,6 mmCu) influenciou uma queda mais acentuada no IE e na DE em, 19,72% e 81,33% respectivamente, em relação ao IF1. Neste estudo, 14 dos 15 IE mantiveram-se dentro da faixa recomendada pelo fabricante do sistema de radiografia computadorizada (RC), entre 1800 e 2500 (Gallet, 2010).

Na Figura 2(B), observou-se queda significativa no  $K_{a,e}$ , de 6,93 mGy (IF1) para 1,95 mGy com 6,0 mmAl (IF13), correspondente a 71,93% de redução. Com a adição de cobre, a dose caiu ainda mais: 1,48 mGy com 0,3 mmCu (-78,70%) e 0,71 mGy com 0,6 mmCu (-89,76%). Tendência semelhante foi observada nos valores de  $K_{ar}$  e  $K_{a,i}$  por outros estudos de Kawashima et al. (2017) e Petit et al., (2024). Enquanto Jang et al. (2018) empregaram 0,1 mm de cobre com 92 kVp, alcançando uma redução de aproximadamente 25% na DE, nosso estudo foi possível uma redução mais expressiva de 54,32% na  $K_{a,e}$  e 42,23% na DE com o uso de 3,0 mm de alumínio na saída do feixe de raios X. Além disso, esses resultados estão alinhados com os estudos de Tavares, Lança e Machado, (2015), que indicam que a adição de filtração de cobre ou alumínio reduz eficazmente a dose ao paciente, muitas vezes na faixa de 30% a 50%.

A Figura 2(C) mostra que a RSR se manteve estável entre 3,01 e 3,45 para alumínio e entre 3,09 e 3,24 para cobre, mesmo com a redução da dose. Isso indica preservação da QI, como também relatado por Minehiro et al. (2019) e Claus (2021).

Na Figura 2(D), a RCR demonstrou leve queda nos primeiros níveis de filtração (até 3,0–3,5 mmAl). Em níveis mais altos de filtração, especialmente com cobre, observou-se maior degradação do contraste, conforme também relatado por Petit et al. (2024).

Já a Figura 2(E) revelou que o CR manteve-se estável ou aumentou com alumínio (de 809,36 para 877,18 com 6,0 mmAl), devido ao endurecimento do feixe. No entanto, com cobre, o CR caiu levemente (de 908 para 846,42), indicando limitação na detecção de estruturas de baixo contraste, como também descrito por Gomes et al., (2022) e Petit et al. (2024). Enquanto o estudo Petit et al. (2024), demonstrou que 2 mm de Al não degradam significativamente a QI, e que a degradação de RSR e RCR ocorre apenas com a adição de cobre, nossos resultados com 3,0 mm de Alumínio mostraram pequenas reduções em RSR e RCR, mas uma pequena melhora no CR. Essa melhora no CR pode auxiliar na visibilidade anatômica, reforçando a vantagem do alumínio sobre o cobre na preservação da QI.

Na Figura 2 (F), com o aumento da espessura dos filtros de alumínio e cobre (IF2 a IF15), observou-se uma diminuição consistente da dose em todos os órgãos analisados, chegando a reduções superiores a 80% nos órgãos mais radiosensíveis, como os testículos e a bexiga. Essa estratégia está alinhada ao princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) da radioproteção, fundamental na proteção radiológica. No entanto, embora eficaz na redução de dose, o uso de filtros mais densos, como os de cobre, pode comprometer a QI em situações clínicas que exigem alta sensibilidade ao contraste. Assim, os resultados reforçam a filtração como uma ferramenta valiosa para protocolos clínicos mais seguros, principalmente em exames frequentes, como o exame radiográfico de abdome.

#### 4. Conclusão

Diante dos dados obtidos demonstram que a adição de uma filtração de 3,0 mmAl (IF7) em relação ao feixe original (IF1) promoveu uma redução significativa nas exposições médicas, de 54,32% no  $K_{a,e}$  e de 42,23% na DE. Além disso, reduções Dr órgãos específicos, como os testículos (-47,34%), a bexiga (-42,50%) e o fígado (-41,36%). Apesar de uma leve redução nos descriptores de QI, especificamente na RSR em -1,22% e na RCR em -18,18%, houve uma melhora notável de 9,31% no CR. Esses achados evidenciam que a adição de filtração adicional na saída do feixe de raios X exerce um impacto consideravelmente maior na redução das exposições médicas em comparação com a degradação dos descriptores de QI.

## Agradecimentos

Somos gratos pela inspiração e pelo estímulo intelectual proporcionados pelos professores dos cursos de Radiologia e Física Médica da Universidade Franciscana (UFN).

## Referências

- Alvarez, M., Milani, A. L., Souza, S. P., Marques, T. G. S., Silva, M. A. A., Guassu, R. A. C., ... & Alves, A. F. F. (2022). Dose Efetiva e Nível de Referência de Dose (DRL) em radiologia em um hospital terciário. *Revista Brasileira de Física Médica*, 16, 678-678.
- Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). (2021, 27 de maio). *Resolução da Diretoria Colegiada - IN nº 90*. Diário Oficial da União, Seção 1, p. 1-2.
- Braga, L. F., Pimentel, R. B., Dias, T. S., Assunção, M. F., Salido, F. S., Neves, R. F., ... & Freitas, M. B. (2019). Metodologia de análise e interpretação dos indicadores de exposição (EI) e seus desvios (DI) em radiologia computadorizada. *Revista Brasileira de Física Médica*, 13(3), 33-37.
- Bushberg, J. T., & Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Carestream, D. R. X. (2016). Philips exploits latest web technology at its successful CT study day.
- Claus, T. V. (2021). Avaliação da influência no uso de filtração adicional em exames radiográficos de pelve por meio de um objeto simulador (Dissertação de mestrado, IFSC).
- Claus, T. V., Soares, T., da Costa Rosa, J. F., Bail, F., da Silva, M. S., Lopes, R. H., & Baumhardt, T. (2024). 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*, 13(4), e1013445448-e1013445448.
- 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.
- Erenstein, H. G., Browne, D., Curtin, S., Dwyer, R. S., Higgins, R. N., Hommel, S. F., ... & England, A. (2020). The validity and reliability of the exposure index as a metric for estimating the radiation dose to the patient. *Radiography*, 26, S94-S99.
- Gallet, J. (2010). The concept of exposure index for Carestream DirectView systems. *Carestream Technical Brief Series. CAT*, (120), 7091.
- Gatt, S., Portelli, J. L., & Zarb, F. (2022). Optimisation of the AP abdomen projection for larger patient body thicknesses. *Radiography*, 28(1), 107-114.
- Gomes, T. S. da Costa Rosa, J. F., Claus, T. V., & Soares, F. A. (2022). Avaliação da influência no uso de filtração adicional para exames radiográficos de pelve: um estudo com fantoma antropomórfico. *Disciplinarum Scientia| Naturais e Tecnológicas*, 23(2), 149-157.
- Jang, J. S., Yang, H. J., Koo, H. J., Kim, S. H., Park, C. R., Yoon, S. H., ... & Do, K. H. (2018). Image quality assessment with dose reduction using high kVp and additional filtration for abdominal digital radiography. *Physica Medica*, 50, 46-51.
- Karal, O., & Tokgoz, N. (2023). Dose optimization and image quality measurement in digital abdominal radiography. *Radiation Physics and Chemistry*, 205, 110724.
- Kawashima, H., Ichikawa, K., Nagasou, D., & Hattori, M. (2017). X-ray dose reduction using additional copper filtration for abdominal digital radiography: evaluation using signal difference-to-noise ratio. *Physica Medica*, 34, 65-71.
- Mc Fadden, S., Roding, T., De Vries, G., Benwell, M., Bijwaard, H., & Scheurleer, J. (2018). Digital imaging and radiographic practise in diagnostic radiography: An overview of current knowledge and practice in Europe. *Radiography*, 24(2), 137-141.
- Mendes, H. R. Silva, J. C., & Tomal, A. (2019). Simulação Monte Carlo em radiografia de tórax: estudos de dose e qualidade da imagem. *Revista Brasileira de Física Médica*, 13(1), 145-153.
- 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.
- Minehiro, K., Demura, S., Ichikawa, K., Sasagawa, T., Takahashi, N., Minami, S., ... & Tsuchiya, H. (2019). Dose reduction protocol for full spine X-ray examination using copper filters in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 44(3), 203-210.
- Mraity, H. A., England, A., Cassidy, S., Eachus, P., Dominguez, A., & Hogg, P. (2016). Development and validation of a visual grading scale for assessing image quality of AP pelvis radiographic images. *The British journal of radiology*, 89(1061), 20150430.
- Oliveira, P. M. C. (2012). Avaliação de parâmetros da qualidade de imagem e dosimetria de pacientes submetidos a exames radiológicos de tórax.
- Pereira A. S. et al. (2018). Metodologia da pesquisa científica. [free e-book]. Editora UAB/NTE/UFSM.
- Petit, A. L., Alwan, R., Behr, J., Calame, P., Lenoir, M., le Pointe, H. D., & Delabrousse, É. (2024). Dose optimization in newborn abdominal radiography: Assessing the added value of additional filtration on radiation dose and image quality using an anthropomorphic phantom. *Research in Diagnostic and Interventional Imaging*, 10, 100045.
- Schneider, C. A., Rasband, W. S., & Eliceiri, K. W. (2012). NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature methods*, 9(7), 671-675.

Seeram, E., Davidson, R., Bushong, S., & Swan, H. (2016). Optimizing the Exposure Indicator as a Dose Management Strategy in Computed Radiography. *Radiologic technology*, 87(4).

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/sateilykayitto/ohjelmat/PCXMC/enGB/pcxmc/>. Acesso em: 10 mai. 2025.

Tavares, A., Lança, L., & Machado, N. (2015). Effect of technical parameters on dose and image quality in a computed radiography system.

Vianna, E. R. L., & Schwarz, A. P. (2020). *Desenvolvimento e Construção de um Fantoma de Tórax para Uso nos Estudos de Imagens Radiológicas* [Trabalho de Conclusão de Curso, Universidade Franciscana-UFN].