

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLÓGICA DE SANTA  
CATARINA - CAMPUS FLORIANÓPOLIS  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM TECNOLOGIAS  
RADIOLÓGICAS  
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

**THIAGO VICTORINO CLAUS**

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA NO USO DE FILTRAÇÃO ADICIONAL  
EM EXAMES RADIOGRÁFICOS DE PELVE POR MEIO DE UM  
OBJETO SIMULADOR**

**FLORIANÓPOLIS**

**2021**

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLÓGICA DE SANTA  
CATARINA - CAMPUS FLORIANÓPOLIS  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM TECNOLOGIAS  
RADIOLÓGICAS  
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

**THIAGO VICTORINO CLAUS**

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA NO USO DE FILTRAÇÃO ADICIONAL  
EM EXAMES RADIOGRÁFICOS DE PELVE POR MEIO DE UM  
OBJETO SIMULADOR**

Dissertação de mestrado submetida ao Programa de Pós-graduação *Strictu Sensu* em Proteção Radiológica do Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina – Campus Florianópolis, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica.

Linha de pesquisa: Proteção Radiológica  
Professor Orientador: Flávio Augusto Penna Soares, Dr.

**FLORIANÓPOLIS**

**2021**

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor.

Claus, Thiago Victorino  
Avaliação da influência no uso de filtração adicional  
em exames radiográficos de pelve por meio de um objeto simulador  
/ Thiago Victorino Claus; orientação de Flávio  
Augusto Penna Soares. - Florianópolis, SC,  
2021.

111 p.

Dissertação (Mestrado) - Instituto Federal de Santa  
Catarina, Câmpus Florianópolis. Mestrado Profissional em  
Radiologia. Departamento Acadêmico de Saúde  
e Serviços.

Inclui Referências.

1. Raios X. 2. Filtração. 3. Radiografia Digital.
4. Segurança do Paciente. 5. Dose de radiação.. I. Augusto Penna Soares, Flávio . II. Instituto Federal de Santa Catarina. III. Avaliação da influência no uso de filtração adicional em exames radiográficos de pelve por meio de um objeto simulador.

# AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA NO USO DE FILTRAÇÃO ADICIONAL EM EXAMES RADIOGRÁFICOS DE PELVE POR MEIO DE UM OBJETO SIMULADOR

**THIAGO VICTORINO CLAUS**

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica, pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, e aprovado na sua forma final pela comissão avaliadora abaixo indicada.

Florianópolis, 16 de dezembro de 2021.

Banca Examinadora:



Documento assinado digitalmente  
FLAVIO AUGUSTO PENNA SOARES  
Data: 08/02/2022 16:49:53-0300  
CPF: 479.030.070-68  
Verifique as assinaturas em <https://v.ifsc.edu.br>

---

**Prof. Flávio Augusto Penna Soares, Dr.**  
Orientador

Instituto Federal de Santa Catarina



Documento assinado digitalmente  
daiane.cristini;DAIANE CRISTINI BARBOSA DE S  
Data: 08/02/2022 20:23:45-0300  
CPF: 368.317.578-80  
Verifique as assinaturas em <https://v.ifsc.edu.br>

---

**Prof. Daiane Cristini Barbosa de Souza, Dra.**  
Instituto Federal de Santa Catarina



Documento assinado digitalmente  
TALLYSON SARMENTO ALVARENGA  
Data: 11/02/2022 22:22:22-0300  
CPF: 010.475.103-75  
Verifique as assinaturas em <https://v.ifsc.edu.br>

---

**Prof. Tallyson Sarmento Alvarenga, Dr.**  
Instituto Federal de Santa Catarina

---

**Profa. Roseli Kunzel, Dra.**  
Universidade Federal São Paulo



Documento assinado digitalmente  
ANDREA HUHN  
Data: 13/02/2022 23:22:30-0300  
CPF: 947.437.380-91  
Verifique as assinaturas em <https://v.ifsc.edu.br>

---

**Profa. Andrea Huhn, Dra.**  
Instituto Federal de Santa Catarina

*Dedico este trabalho a minha Família, Izabella e Miranda, pelo amor, paciência, compreensão e apoio na minha busca por novos conhecimentos.*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus pela vida e pela família maravilhosa que tenho e que sempre me incentivaram, meus pais, Paulo Blanco Claus e Rejane Victorino Claus, minhas irmãs Ana Paula e Ana Clara que me apoiaram para alcançar meus objetivos. Agradeço aos em especial ao colega e amigo Vagner Bolzan que abriu as portas da sua casa todas as manhãs antes das aulas e o carinho de todos os colegas do curso de Mestrado. Agradeço aos colegas de trabalho do serviço de Radiologia do Pronto Atendimento Municipal (PAM), Fabrício Knackfuss Pereira, Kleber Winck, Juliano Ibaldo, Marcia Regina, Olga Pereira, Lucelio Oliveira, Lilia Farret, Liliane Fernandes, Marcia Jann, Marilene Forgiarini, Waleska Lago. Aos colegas do serviço de Radioterapia do Hospital Universitário de Santa Maria (HUSM), José Carlos Gama, Guilherme Weis, Tadeu Baumhardt, Noé Ricardo Timm, Silvio Atilho Bertagnolli, Jonas Teloeken, Marion Silva, Cristiane Santini, Débora Souto, Renata Lopes e Adriane Pereira. Aos professores do Curso de mestrado do Instituto Federal de Santa Catarina (IFSC), em especial ao professor Dr. Flávio Augusto P. Soares pelo acompanhamento, orientação e disponibilidade durante a trajetória deste estudo, e a todos que, de uma forma ou de outra, colaboraram para a realização deste trabalho. Em especial ao Núcleo de Educação Permanente em Saúde (NEPS) da Prefeitura Municipal de Santa Maria por permitir a realização desse estudo no serviço de radiologia do PAM, pelo uso do equipamento radiográfico e sistema de digitalização das imagens e por fim, mas não menos importante ao Físico, Hercules Torres que emprestou o sistema de detecção de radiação para realização dos testes de controle de qualidade do equipamento radiográfico e medidas dosimétricas.

*O profissional da radiologia é treinado para selecionar o comprimento de onda em particular, adequado à densidade e à espessura da parte que ela estiver radiografando. Ele faz isso variando a quilovoltagem (kV), mais duro ou mais penetrante que o feixe de raios x produzidos.*

*O profissional também pode variar a quantidade de radiação do feixe, alterando a miliamperagem (mA) usada e, finalmente, pode controlar o tempo de exposição (s). Assim, por exemplo, para um objeto delgado como a mão, ele usa um feixe mole por um período curto e, para um objeto denso como a pelve, um feixe duro e uma exposição longa (NOVELINE, 1999).*

CLAUS, Thiago Victorino. **Avaliação da influência no uso de filtração adicional em exames radiográficos de pelve por meio de um objeto simulador**. 2021. 111p. Dissertação (Mestrado em Proteção Radiológica) - Programa de Pós-Graduação *Strictu Sensu* em Proteção Radiológica. Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços. Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2021.

Orientador: Flávio Augusto Penna Soares, Dr.

Linha de pesquisa: Proteção Radiológica

## RESUMO

Neste estudo verificou-se a influência da filtração adicional colocada diante de um campo de raios X na qualidade de imagem (QI), na perspectiva de redução de dose média absorvida (D) nos órgãos internos e dose efetiva (E) em exames radiográficos de pelve. Por fim, uma relação entre dose e qualidade de imagem será apresentada. Para simular as condições clínicas do exame foi utilizado um objeto simulador (OS) preenchido com água contendo submerso uma escada e uma placa lisa, ambos de alumínio. O equipamento radiográfico foi usado para obtenção das imagens do OS e a medida de dose de radiação. Um sistema de radiologia computadorizada (CR) foi usado para detecção das imagens, foram inseridos filtros de Alumínio (Al), Cobre (Cu) e composições de Cu e Al na caixa de colimação do equipamento radiográfico, para cada espessura, definiu-se um índice de filtração (IF). As medidas de KERMA no ar ( $K_{AR}$ ) foram obtidas com detector de estado sólido e avaliação da D nos órgãos internos e E em exame de pelve foram simuladas em programa computacional com método Monte Carlo. Utilizando um software analisador automático a qualidade das imagens foi quantificada a partir de regiões de interesse (ROI) definidas na imagem e quantificada pelo sinal e ruído. Com os valores obtidos calculou-se a diferença de sinal (contraste), relação sinal-ruído (RSR) e relação contraste-ruído (RCR). Optou-se pelo desvio percentual para comparar as imagens adquiridas com filtração em relação à imagem de referência adquirida sem filtração. A fim de encontrar o IF ótimo ao considerar ambas dose de radiação e QI, uma Figura de Mérito (FM) foi desenvolvida. Verificou-se pela FM que mantendo fixo os fatores elétricos do tubo de raios X (70 kVp e 32 mAs) pode-se otimizar o exame radiográfico de pelve pelo uso de filtração adicional, dependendo dos critérios diagnósticos de QI estabelecidos no serviço. Os resultados mostraram que para o mesmo IF, a D para os órgãos internos foi menor para os testículos, bexiga, ovários e medula óssea. Assim, de acordo com os resultados obtidos, pode-se afirmar que o uso de filtração adicional de 2,5 mmAl foi a melhor relação custo-benefício. A dose *versus* QI para o exame de pelve, foi reduzida a  $K_{AR}$  em 50% (1,64 para 0,82) mGy no paciente, 41,5% (1,982 para 1,160) mGy nos testículos, 35,5% (1,296 para 0,836) mGy na bexiga, 30,4% (0,543 para 0,378) mGy nos ovários, 29,7% (0,091 para 0,064) mGy na medula óssea; e 35,3% (0,255 para 0,165) mSv na dose efetiva (E) total do exame com QI equivalente.

**Descritores:** Raios X. Filtração. Radiografia Digital. Segurança do Paciente. Dose de radiação.



CLAUS, Thiago Victorino. **Evaluation of the influence on the use of additional filtration in radiographic examinations of the pelvis by means of a phantom.** 2021. 111p. Dissertation (Masters in Radiological Protection) - Strictu Sensu Postgraduate Program in Radiological Protection. Academic Department of Health and Services. Federal Institute of Santa Catarina, Florianópolis, 2021.

Advisor: Flávio Augusto Penna Soares, Dr.

Research line: Radiological Protection

### **ABSTRACT**

In this study, the influence on image quality (IQ) of additional filtration placed in front of an X-ray field was verified, with a view to reducing the mean absorbed dose (D) in internal organs and effective dose (E) in radiographic examinations of pelvis. Finally, a relationship between dose and image quality will be presented. To simulate the clinical conditions of the exam, a simulation object (OS) filled with water, containing a ladder and a smooth plate, both made of aluminum, was used. The radiographic equipment was used to obtain the OS images and radiation dose measurement. A computerized radiology (CR) system was used to detect the images. Layers of Cu and Al were inserted in collimation box of the radiographic equipment, and for each thickness, a filtration index (IF) was defined. The measurements of KERMA in AR ( $K_{AR}$ ) were obtained with a solid state detector and evaluation of D in internal organs and E in pelvic examination were simulated in a computer program with Monte Carlo method. Using an automatic analyzer software, the quality of the images was quantified from regions of interest (ROI) defined in the image and quantified by the signal to noise ratio (RSR) and contrast-to-noise ratio (RCR). The percentage deviation was chosen to compare the images acquired with filtration in relation to the reference image acquired without filtration. To find the optimal IF when considering both radiation doses and IQ, a Figure of Merit (FM) was developed. It was verified by the FM that keeping the electrical factors of the X-ray tube fixed (70 kVp and 32 mAs) it is possible to optimize the radiographic examination of the pelvis by using additional filtration, depending on the diagnostic IQ criteria established in the service. The results showed that for the same IF, D for the internal organs was lower for the testes, bladder, ovaries and bone marrow. Thus, according to the results obtained, it can be stated that the use of additional filtration of 2.5 mmAl was the best cost-benefit ratio, that is, dose versus IQ for the pelvis examination, KAR was reduced by 50% ( 1.64 to 0.82) mGy in the patient, 41.5% (1.982 to 1.160) mGy in the testes, 35.5% (1.296 to 0.836) mGy in the bladder, 30.4% (0.543 to 0.378) mGy in the ovaries, 29.7% (0.091 to 0.064) mGy in bone marrow and 35.3%; and (0.255 to 0.165) mSv total effective dose (E) of the exam with equivalent IQ.

**Keywords:** X-rays. Filtration. Digital Radiography. Patient Safety. Radiation Dose.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração do tubo de raios X em relação ao receptor de imagem (RI) para realização do exame e principais grandezas para avaliação de dose no paciente ...	29
Figura 2 - Entrada de dados referente ao exame radiográfico da pelve para simulação no PCXMC .....	30
Figura 3 - Descrição das partes de um equipamento radiográfico típico.....	31
Figura 4 - Ampola radiográfica e seus principais aparatos elétricos - catodo e anodo .....	32
Figura 5 - Vista frontal e lateral do catodo e seus componentes principais.....	33
Figura 6 - Anodo giratório e principais áreas de interação dos elétrons e ponto focal de origem do feixe de raios X.....	33
Figura 7 - Ilustra partes do tubo de raios X e produção de raios X .....	34
Figura 8 – Esquema destacando a carapaça protetora, tubo de raios X e colimador .....	35
Figura 9 - Espectro total do feixe de raios X para um alvo de tungstênio e tensão do tubo de 100 kV .....	37
Figura 10 - Representação da alteração do espectro de raios X com a variação da tensão (kVp).....	38
Figura 11 - Representação do espectro de raios X em função do produto da corrente elétrica pelo tempo (mA.s).....	39
Figura 12 - Comparação do espectro de raios X sem e com filtração no feixe de raios X.....	40
Figura 13 - Feixes de raios X filtrados por alumínio e cobre .....	42
Figura 14 - Curvas de atenuação aproximadas de um feixe de raios X usando um detector .....	44
Figura 15 - Arranjo utilizado na avaliação da camada semi-redutora (CSR) do equipamento radiográfico .....	46
Figura 16 – Ilustra o posicionamento do paciente para o exame radiográfico de pelve e a radiografia obtida.....	49
Figura 17 - Barra de ferramentas do programa ImageJ como aparece na plataforma do Windows.....	54
Figura 18 - Equipamento radiográfico instalado na sala 1 do PAM.....	55

Figura 19 - Sistema RC para digitalização das imagens.....	56
Figura 20 - Sistema de detecção de radiação (A) e conjunto de leitor e cabo (B).....	56
Figura 21 – Estruturas submersas na água e o posicionamento do OS para aquisição das imagens.....	57
Figura 22 - A geometria de exposição para aquisição de imagens do OS e medida de dose de radiação.....	60
Figura 23 - Painel de comando do equipamento radiográfico indicando a técnica padrão.....	61
Figura 24 - Posicionamento dos dispositivos que compõem o objeto simulador para aquisição das imagens.....	61
Figura 25 - Imagem radiográfica de referência do OS.....	62
Figura 26 - Sensor do detector posicionado em cima da mesa de exames para leituras de KERMA.....	63
Figura 27 - Formulário de entrada de dados de exame radiográfico no programa PCXMC 2.0.....	64
Figura 28 - Entrada de dados referente às leituras de dose referente ao exame no programa PCXMC 2.0.....	64
Figura 29 - A forma de cálculo do espectro de raios-X do PCXMC.....	65
Figura 30 - Localização dos ROIs na imagem de referência (IF1), no programa ImageJ.....	65
Figura 31 - Sistema de posicionamento (A), comando e coleta de dados para avaliação da linearidade e repetibilidade da taxa de Kerma no ar.....	97

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação de valores típicos de ESAK aos níveis de referência diagnóstico (NRD) .....	26
Tabela 2 - Fator de ponderação do tecido (WT) para órgão e tecido .....	28
Tabela 3 - Descreve as principais características do Al e Cu.....	41
Tabela 4 - Influência dos fatores elétricos, geometria do feixe e filtração na qualidade, quantidade do feixe de raios X e dose de radiação.....	43
Tabela 5 - Relaciona energia, camadas semi redutoras (CSR) e coeficiente de homogeneidade (CH) para três tipos de feixe de raios X descritos na Figura 15.....	45
Tabela 6 - Relaciona a tensão aplicada (kVp) com os valores mínimos de CSR para os diferentes tipos de geradores .....	46
Tabela 7 - Principais fatores de qualidade da imagem em sistemas digitais .....	50
Tabela 8 - Descritivo dos equipamentos usados na pesquisa.....	55
Tabela 9 - Identificação do IF, quantidade de placas e espessura final do material adicionado .....	58
Tabela 10 - Combinação dos fatores elétricos selecionados no painel de comando do equipamento radiográfico para realização dos testes de controle de qualidade .....	98
Tabela 11 - Resultados para Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Exatidão e Reprodutibilidade de tensão de pico e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no ar para o foco fino do tubo de raios X .....	98
Tabela 12 - Resultados para Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Exatidão e Reprodutibilidade de tensão de pico e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no ar para o foco grosso do tubo de raios X.....	99
Tabela 13 - Resultados para Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Exatidão e Reprodutibilidade de tensão de pico e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no ar para o foco fino do tubo de raios X .....	102
Tabela 14 - Resumo em conformidade dos resultados da tabela acima .....	102
Tabela 15 - Resultados para Camada Semi-redutora do feixe de raios X .....	104
Tabela 16 - Resultados para Linearidade da Taxa de Kerma no ar e rendimento para foco fino do tubo de raio X.....	104
Tabela 17 - Resultados para Linearidade da Taxa de Kerma no ar e rendimento para foco grosso do tubo de raio X.....	105

Tabela 18 - Mostra relaciona os valores selecionados no painel de controle do equipamento e os valores medidos com detector Unfors Xi R/F para estimar o rendimento do tubo de raios X .....	106
Tabela 19 - Relaciona os testes de controle de qualidade do equipamento de raios X e seus respectivos resultados (RDC 330, N° 52, 2019) .....	106
Tabela 20 - Relaciona os testes de controle de qualidade do sistema de radiologia computadorizada e seus respectivos resultados (RDC 330, N° 52, 2019).....	107
Tabela 21 - Relaciona os testes de controle de qualidade do sistema de radiologia computadorizada e seus respectivos resultados (RDC 330, N° 52, 2019).....	108
Tabela 22 - Resumo dos resultados dos testes de controle de qualidade do equipamento radiográfico e digitalizador de imagem (RDC 330,2019) .....	108

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA	(Sigla originada de “As Low As Reasonably Achievable”): Exposições em níveis tão baixos quanto razoavelmente exequíveis
AP	Ântero -Posterior
Cu	Símbolo Químico do Cobre
Al	Símbolo Químico do Alumínio
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CSR	Camada Semi-Redutora
CQ	Controle de Qualidade
DEP	Dose de Entrada na Pele
DFS	Distância Foco Superfície
DO	Densitometria Óssea
DOR	Distância Objeto-Receptor de Imagem
DFR	Distância Fonte-Receptor de Imagem
DFP	Distância Foco-pele
DG	Dose nas Gônadas
DMO	Dose na Medula Óssea
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
LFE	Luminescência Fotoestimulável
mA.s	Produto da carga elétrica pelo tempo (Quantidade de raios X)
kVp	Pico de tensão elétrica (Qualidade do feixe de raios X)
FFE	Fósforo Fotoestimulável
PI	Placa de Imageamento
CR	Radiografia Computadorizada (do inglês- Computed Radiography- CR)
RC	Raio Central
ROI	Region of Interest (área de interesse)
RSR	Relação Sinal-Ruído (do inglês-Signal to Noise Ratio - SNR)
SIR	Sociedade Internacional de Radiologia

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>16</b>
1.1	Justificativa.....	18
1.2	Problema de pesquisa .....	19
1.3	Objetivo Geral.....	20
1.4	Objetivos específicos.....	20
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>21</b>
2.1	Proteção Radiológica.....	21
2.2	Grandezas de Físicas.....	23
2.1.1	Exposição (X) .....	23
2.2.2	Dose absorvida (D) .....	23
2.2.3	KERMA.....	24
<b>2.3</b>	<b>Exposições médicas</b> .....	<b>25</b>
2.3.1	KERMA no ar incidente (INAK) .....	25
2.3.2	KERMA no ar na superfície de entrada (ESAK) .....	25
<b>2.4</b>	<b>Grandezas de Proteção</b> .....	<b>26</b>
2.4.1	Dose Absorvida no Órgão ( $D_T$ ).....	27
2.4.2	Dose Equivalente ( $H_T$ ).....	27
2.4.3	Dose Efetiva (E) .....	27
<b>2.5</b>	<b>Estimativa de dose de radiação</b> .....	<b>29</b>
<b>2.6</b>	<b>Equipamento radiográfico</b> .....	<b>30</b>
2.6.1	Produção dos raios X .....	31
2.6.2	Colimação .....	35
<b>2.7</b>	<b>Espectro de raios X</b> .....	<b>36</b>
2.7.1	Fatores que modificam o espectro dos raios X .....	37
<b>2.8</b>	<b>Formação da imagem radiográfica</b> .....	<b>47</b>
2.8.1	Absorção Fotoelétrica.....	47
2.8.2	Espalhamento Compton .....	47
<b>2.9</b>	<b>Protocolo da Imagem da Pelve</b> .....	<b>48</b>
<b>2.10</b>	<b>Qualidade da imagem digital</b> .....	<b>50</b>
2.10.1	Contraste.....	51
2.10.2	Ruído.....	51
2.10.3	Relação sinal-ruído (RSR) .....	51

2.10.4	Relação contraste-ruído (RCR) .....	52
2.10.5	Índice de exposição (IE) .....	52
<b>2.11</b>	<b>Avaliação da qualidade de Imagem .....</b>	<b>54</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>55</b>
<b>3.1</b>	<b>Equipamentos.....</b>	<b>55</b>
<b>3.2</b>	<b>Objeto simulador .....</b>	<b>57</b>
<b>3.3</b>	<b>Os filtros.....</b>	<b>58</b>
<b>3.4</b>	<b>Metodologia .....</b>	<b>58</b>
3.4.1	Controle de qualidade do equipamento radiográfico .....	59
3.4.2	Aquisição das imagens e medida de dose .....	59
<b>3.5</b>	<b>Qualidade da Imagem .....</b>	<b>65</b>
3.5.1	Avaliação do sinal e do ruído .....	66
3.5.2	Avaliação da RSR e RCR.....	66
3.5.3	Avaliação do Contraste radiográfico.....	66
<b>3.6</b>	<b>Análise dos dados.....</b>	<b>66</b>
<b>3.7</b>	<b>Otimização: Figura de Mérito .....</b>	<b>67</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>68</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>89</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>91</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>96</b>
	<b>ANEXO A – PROTOCOLOS DE CONTROLE DE QUALIDADE .....</b>	<b>97</b>



## 1 INTRODUÇÃO

O uso dos raios X para obtenção de imagens com alta qualidade radiográfica deverá ser associado à menor dose de radiação no paciente. Várias técnicas e procedimentos têm sido utilizados na otimização da prática radiológica para redução de exposições médicas (MOORE et al., 2019; ALZYOUD et al., 2019).

Atualmente a utilização de filtração adicional, geralmente alumínio (Al) ou cobre (Cu), colocada diante do feixe de raios X demonstraram um princípio radiográfico fundamental para redução de dose em pacientes sem perder a qualidade da imagem (QI) em sistemas digitais (SD), o “endurecimento do feixe de raios X” (KAWASHIMA et al., 2017; JANG et al., 2018; MINEHIRO et al., 2019).

A função primária de um sistema de imagens radiográficas é converter o contraste físico, ou densidades, de um objeto em contraste visível na imagem. O grau no qual isto é obtido determina a sensibilidade de contraste ou o mínimo contraste físico, que pode ser visualizado na imagem. Atualmente o contraste radiográfico não é mais o fator dominante para a QI, como no sistema tela-filme (TOMPE; SARGAR, 2020).

Tradicionalmente, o uso de filtração adicional está associado à diminuição do contraste radiográfico e da QI. Embora, em SD não existe uma relação fixa entre a dose de radiação e a densidade óptica resultante na imagem como no sistema tela-filme, assim, o contraste radiográfico é otimizado por recursos de pós-processamento de imagem (BARBA; CULP, 2015; JANG et al., 2018; PEACOCK; STEWARD; RILEY, 2020).

O parâmetro utilizado como variável neste estudo é a relação entre dose de radiação e QI, ou seja, o aumento da filtração do feixe resulta em redução de dose e alteração da QI padrão. Durante a aquisição das imagens do objeto simulador (OS) e medida de dose de radiação, manteve-se constante os fatores de exposição com a técnica padrão usada no serviço para os exames de pelve, além da troca de placas de espessuras variadas de Al e Cu foram realizadas.

As medições das doses de radiação são baseadas nas leituras de KERMA no ar ( $K_{AR}$ ), ou seja, a energia depositada no detector de radiação devido a interação do feixe primário de raios X a 1 metro da fonte. Esta grandeza é ajustada à distância entre o foco de raios X e a superfície do paciente para estimar o KERMA no ar incidente (do inglês measure INcident Air KERMA - INAK), sem a contribuição da

radiação espalhada (METAXAS et al., 2019).

Estimar a dose média absorvida (D) dos órgãos internos e dose efetiva (E) de um exame radiográfico é experimentalmente difícil, entretanto, o programa PCXMC 2.0 (STUK, 2021) é reconhecido como um bom método para estimativa de dose em órgãos internos, por exemplo, dose nas gônadas (DG) e dose na medula óssea (DMO) e E do paciente (ALZYOUD et al., 2019).

A qualidade das imagens foi avaliada por meio de software de domínio público, ImageJ (WAYNE, 2021), para determinar entre as regiões de interesse (do inglês - regions of interest - ROI) o sinal e o ruído. Com os resultados obtidos calculou-se a relação sinal-ruído (RSR) e relação contraste-ruído (RCR). Estes descritores de QI foram usados com sucesso como medida de QI em vários estudos de otimização (TAVARES, 2013; BARBA; CULP, 2015; TOMPE; SARGAR, 2020).

Tendo em vista que a radiografia de pelve é um dos exames mais solicitados pelos cirurgiões ortopédicos para os pacientes vítimas de trauma ou acidente de trânsito, bem como o aumento das exposições médicas descrito por vários autores na literatura, todas as etapas possíveis que podem melhorar a segurança de radiação dos pacientes, devem ser tomadas imediatamente, conforme sugerido pelo princípio ALARA (Sigla originada de “As Low As Reasonably Achievable”) que significa exposições em níveis tão baixos quanto razoavelmente exequíveis (CHAN; FUNG, 2015; MC FADDEN et al., 2018; MOORE et al., 2019; PEACOCK; STEWARD; RILEY, 2020).

Este estudo tem como objetivo avaliar a influência da filtração adicional colocada diante de um campo de raios X na alteração da QI padrão, bem como na estimativa de dose, dose média nos órgãos internos e dose efetiva. Por fim, uma relação entre dose e QI será apresentada.

## **1.1 Justificativa**

Em 2004, a International Commission on Radiological Protection (ICRP) em sua publicação de nº 93, com o título *Managing patient dose in digital radiology* (Gerenciando a dose do paciente na radiologia digital) considera que a tecnologia digital está avançando com muita rapidez e se não houver atenção aos aspectos de proteção radiológica em radiologia digital, as exposições aos pacientes podem aumentar de forma significativa sem o correspondente benefício (ICRP, 2004).

Em 2009, o Conselho de Ciências da Associação Americana de Física Médica (AAPM), concluiu em seu relatório nº 116, que a dose do paciente tende a aumentar gradualmente ao longo do tempo com a utilização de imagens radiográficas digitais (SHEPARD et al., 2009; AAPM, 2009).

Recentemente, Hamid (2020) e Alzyoud et al. (2019), relataram em seus estudos que o exame radiográfico de pelve representa o segundo que mais contribui com a dose de radiação para o paciente. Para Bushong (2010), essa região abriga grande parte da medula óssea (40%) e as gônadas (100%), órgãos internos altamente radiossensíveis.

Com o advento de novos materiais empregados na detecção dos raios X e ferramentas computacionais de processamento de imagens em sistemas de radiologia computadorizada (CR), essas tecnologias levaram ao aumento de dose ao paciente, infelizmente geralmente atribuído a relação inversa entre a dose de radiação e o ruído de imagem. Portanto, todas as etapas possíveis que podem melhorar a segurança de radiação dos pacientes, devem ser tomadas imediatamente, conforme sugerido pelo princípio ALARA (CHAN; FUNG, 2015; MC FADDEN et al., 2018; MOORE et al., 2019; PEACOCK; STEWARD; RILEY, 2020).

Por esse motivo, esses recursos podem ser usados para minimizar a dose de radiação no paciente, enquanto produz imagens com qualidade diagnóstica. Entretanto, qualquer variação de apresentação da imagem tem um limite devido ao ruído nela contido que será aceito sem degradar a capacidade diagnóstica. Contudo, estudos de Kawashima *et al.* (2017), e Jang *et al.* (2018), validaram a capacidade de redução da dose usando filtros adicionais de Cu sem degradar a qualidade de imagem (QI) em exames radiográficos de abdome.

A relação entre dose de radiação e qualidade de imagem motivaram a escolha do tema a fim de avaliar a qualidade das imagens e redução de dose no contexto da proteção radiológica.

## **1.2 Problema de pesquisa**

Considerando os aspectos acima evidenciados temos a seguinte pergunta de pesquisa: Qual a influência da filtração adicional em exames radiográficos de pelve em sistemas de radiologia computadorizada?

### **1.3 Objetivo Geral**

Avaliar a influência da filtração adicional na qualidade de imagem e na redução de dose em exames radiográficos de pelve.

### **1.4 Objetivos específicos**

- a) Caracterizar a variação de dose devido de atenuação dos filtros de Al e Cu;
- b) Analisar os parâmetros de qualidade das imagens dos fantomas com diferentes filtros obtidos com o programa ImageJ;
- c) Estimar a dose absorvida (D) nos órgãos internos e dose efetiva (E) da região da pelve com diferentes filtros.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 Proteção Radiológica

A preocupação com o uso dos raios X para fins diagnósticos surgiu em 1928, durante o Segundo Congresso Internacional de Radiologia em Estocolmo, organizado pela Sociedade Internacional de Radiologia (SIR), depois chamado de Comitê Internacional de Proteção contra Raios X e Rádio (IXRPC). E a partir de 1950 transformada na atual ICRP (*International Commission on Radiation Protection*) (ICRP, 2007). A partir de então, esta Comissão passou a definir os limites e as principais diretrizes de proteção radiológica, que vêm sendo seguidas pela maior parte dos países do mundo (PEREIRA; KELECOM; PEREIRA, 2015).

O estabelecimento de critérios de qualidade no diagnóstico por imagem iniciou-se em 1984, quando a 1ª Diretriz de Proteção radiológica de pacientes foi adotada pela União Européia (BITELLI, 2006).

Os objetivos principais da proteção radiológica são:

- a) reduzir a deterioração genética das populações;
- b) prevenir ou diminuir os efeitos somáticos das radiações;
- c) evitar a ocorrência de efeitos determinísticos (reações teciduais).

No Brasil, o órgão de referência em proteção radiológica e metrologia das radiações é o Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

Em radiodiagnóstico médico e odontológico há uma preocupação com a proteção radiológica em relação à prática clínica desde 1998, quando da promulgação da Portaria 453 pela Anvisa/MS (BRASIL, 1998).

Nesta portaria, pode-se ler:

#### OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

.....

2.9 As exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico (diagnóstico e terapêutico), compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem (BRASIL, 1998).

Em 2019, renovando a preocupação, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) publicou no Diário Oficial da União (DOU), a Resolução da Diretoria Colegiada – RDC Nº 330, revogando a Portaria Federal nº 453/98 e a Resolução

Anvisa/RE nº 1016, de 3 de abril de 2006 (BRASIL, 2019). A mesma atualiza as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico e sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional.

Os efeitos biológicos dos raios X são decorrentes dos elétrons arrancados devido a absorção dos raios X incidentes, tendo esses elétrons energia cinética suficiente para ionizar muitos outros elétrons ao longo da sua trajetória. Esses efeitos podem ser estocásticos e não estocásticos (determinísticos). A principal diferença entre eles é que os efeitos estocásticos causam a transformação celular enquanto que os determinísticos causam a morte celular.

Os estocásticos destacam-se em radiodiagnóstico, pois a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de limiar. Isto significa que doses pequenas, abaixo dos limites estabelecidos por normas e recomendações de radioproteção, podem induzir tais efeitos. Entre estes efeitos, destaca-se o câncer. Por outro lado, os efeitos determinísticos ou reações teciduais são raramente observados em radiodiagnóstico. Neste efeito existe uma relação previsível entre a dose e a dimensão do dano esperado, sendo que estes só aparecem a partir de uma determinada dose (TAUHATA, 2013). A probabilidade de ocorrência e a gravidade (severidade) do dano estão diretamente relacionadas com o aumento da dose.

Okuno e Yoshimura (2016) citam que uma dose elevada de radiação, os danos nos tecidos que resultam em morte celular eram chamados efeitos não estocásticos (ICRP, 1977) e posteriormente, de efeitos determinísticos (ICRP, 1991) e agora denominados reações teciduais (ICRP, 2007; ANEXO A).

Estudos epidemiológicos e radiobiológicos com baixas doses mostraram que não existe um limiar de dose para ocorrência de efeitos estocásticos das radiações como os cânceres. Portanto, qualquer exposição de um tecido envolve um risco carcinogênico, que depende, dentre de outras coisas, da sua sensibilidade à radiação. Além disso, as exposições das gônadas podem causar danos aos genes dos gametas, que podem comprometer os descendentes (HALL; GIACCIA, 2012).

Para minimizar a probabilidade de efeitos estocásticos e prevenir efeitos determinísticos, a prática da radiologia é orientada pelo arcabouço de proteção radiológica estabelecido pela ICRP, internacionalmente, e pela ANVISA e CNEN, nacionalmente. Um dos pilares desta estrutura é a otimização, significando o uso de

uma dose tão baixa quanto razoavelmente alcançável (ALARA) sem comprometer a qualidade da imagem. Otimização, portanto, envolve estratégias para gerenciar a dose de radiação para o paciente (SEERAM et al., 2013).

## 2.2 Grandezas de Físicas

Quando um feixe de radiação passa através de um meio absorvedor e interage com este meio ocorrem as seguintes etapas:

- a) A primeira etapa ocorre quando a energia carregada pelos fótons, ao interagirem com os elétrons, é transformada em energia cinética dos mesmos;
- b) A segunda etapa ocorre quando estes elétrons são lentamente “freados” depositando sua energia no meio.

### 2.1.1 Exposição (X)

A Exposição (X) é uma grandeza física e foi a primeira a ser introduzida, em 1928. Ela é definida somente para raios X e gama interagindo no ar, estabelece uma medida da capacidade de ionização de fótons no meio ar (OKUNO, 2018). De maneira geral a Exposição é definida como mostrado na Equação 1 (OKUNO; YOSHIMURA, 2016):

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1)$$

em que dQ é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal produzidos no ar, assim quando todos os elétrons liberados ou criados por fótons, num determinado volume de ar cuja a massa é dm, são completamente parados no ar.

Sua unidade é coulomb/kg, (C/kg) em substituição a unidade Roentgen (R), sendo 1 coulomb/quilograma [C/kg] = 3875,96 R. Para Okuno (2018), ainda muitos medidores portáteis de radiação, quase todos os tipos de Geiger-Müller, ainda avaliam a exposição em Roentgen (R).

### 2.2.2 Dose absorvida (D)

A dose absorvida é uma grandeza física que se relaciona com a energia depositada por unidade de massa. A grandeza vale para qualquer meio (ar, água, tecido biológico, etc), para qualquer tipo de radiação e qualquer geometria de

irradiação (OKUNO, 2018). Ela é definida conforme a Equação 2 (OKUNO; YOSHIMURA, 2016):

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad (2)$$

onde  $E_{ab}$  é a energia média depositada pela radiação em um volume elementar de massa  $dm$ . A unidade no SI é o joule/kg com o nome especial de Gray (Gy).

### 2.2.3 KERMA

A ICRU (Comissão Internacional de Unidades Radiológicas) introduziu a quantidade chamada KERMA (Kinetic Energy Relased per unit of MAss) para descrever a energia cinética liberada no meio. Esta quantidade não estocástica é relevante somente para interações de radiações indiretamente ionizantes (fótons e nêutrons), ou para radiações diretamente ionizantes, desde que, a fonte encontra-se no interior do meio absorvedor (OKUNO, 2018).

Resumindo, o KERMA é a parcela de energia transferida por colisão em forma de energia cinética, ou seja, é o valor esperado da energia transferida da radiação para as partículas carregadas por unidade de massa em um ponto de interesse, incluindo a energia radiante e excluindo a energia transferida entre as partículas carregadas.

Em radiodiagnóstico, as medidas de exposição à radiação são leituras de KERMA no ar ( $K_{AR}$ ), ou seja, a energia depositada no detector de radiação devido a interação do feixe primário de raios X. Quando o meio é o ar ou a água e a faixa de energia dos fótons é da ordem de dezenas de keV (raios X diagnóstico, por exemplo), KERMA e dose absorvida são iguais. A unidade no Sistema Internacional (SI) é o joule/kg com o nome especial de Gray (Gy) e é chamada de quantidade de radiação X (BUSHONG, 2010).

Para leituras em unidades de exposição, é possível converter-se para unidades de KERMA no ar ( $K_{AR}$ ) como mostrado na Equação 3 (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983):

$$K_{AR}(mGy) = \text{exposição}(mR) \times 0,00876 \quad (3)$$

em que  $K_{AR}$  é dada em mGy e X é o valor em roentgen medido, sendo  $1 R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$ .



A medida de  $K_{AR}$  quantifica a energia transferida do fóton para o meio ar ao ocorrer uma interação. É definida pela Equação 4 (OKUNO; YOSHIMURA, 2016).

$$K_{AR} = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (4)$$

em que  $dE_{tr}$  é a energia depositada no detector de radiação devido aos fótons primários de raios X,  $dm$  é a massa do detector de radiação.

## 2.3 Exposições médicas

### 2.3.1 KERMA no ar incidente (INAK)

O KERMA no ar incidente (do inglês measure Incident air kerma - INAK) é definido como o valor do  $K_{AR}$  medido à distância entre o foco do tubo de raios X e a superfície do paciente (DFS), porém, sem a contribuição da radiação retroespalhada pelos tecidos do paciente. Sua unidade é o Gray (METAXAS et al., 2019). Esta grandeza pode ser determinada por meio da medição do  $K_{AR}$ , a qualquer distância corrigindo-se o valor obtido pelo inverso do quadrado da distância através da equação 5:

$$INAK = K_{AR} \times \left(\frac{DFRI}{DFS}\right)^2 \quad (5)$$

em que o INAK é o KERMA no ar incidente; é o  $K_{AR}$  medido; DFRI (Distância Foco Receptor de Imagem) distância de referência, geralmente de 1 metro; e DFS é a distância entre o foco do tubo de raios X e a superfície do paciente.

### 2.3.2 KERMA no ar na superfície de entrada (ESAK)

O KERMA no ar na superfície de entrada (do inglês entrance skin air KERMA - ESAK) é definido como o valor do  $K_{AR}$  medido no eixo central do feixe de raios X na superfície de entrada da pele do paciente incluindo a contribuição da radiação retroespalhada pelos tecidos (OLIVEIRA, 2012) e pode ser relacionado ao valor do INAK através da equação 6:

$$ESAK = INAK \times BSF \quad (6)$$

em que o INAK é o KERMA no ar incidente e BSF é o fator retroespalhamento (do inglês *backscatter factor*).

Em procedimentos radiográficos a ferramenta é a medida do KERMA no ar ( $K_{AR}$ ) na superfície de entrada para estimar a ESAK em radiodiagnóstico, assim, é

possível realizar a avaliação de níveis de referência diagnóstico (do inglês, Diagnostic Reference Levels - DRLs), ou seja, a dose absorvida no ar da superfície do paciente, usada como uma ferramenta de otimização das exposições médicas.

A Tabela 1 mostra os valores dos níveis de referência estabelecidos pela ANVISA/2019 para alguns procedimentos radiográficos e suas respectivas projeções que encontra-se em conformidade quando comparados com as ESAK típicas (YONEKURA, 2015).

Tabela 1 - Comparação de valores típicos de ESAK aos níveis de referência diagnóstico (NRD)

Valores típicos de dose no ar próximos a superfície do paciente			Níveis de Referência de Radiodiagnóstico (DRLs)	
Procedimento	Projeção	Valores típicos de ESAK (mGy) <sup>[a]</sup>	DRLs (mGy) <sup>[c]</sup>	DRLs (mGy) (ANVISA, 2019) <sup>[c]</sup>
Crânio	AP	2,0 - 3,0	3,0	5,0
	Lateral	1,5 - 2,0	2,0	3,0
Tórax	PA	0,1 - 0,3	0,3	0,4
	Lateral	0,5 - 1,0	-	1,5
Coluna Lombar	AP	5,0 - 7,0	4,0	10
	Lateral	10 - 20	11,0	30
Abdome	AP	4,0	3,0	10
Pelve	AP	2,5 - 5,0	3,0	10

Fonte: Adaptado de <sup>[a]</sup>Hall e Giaccia (2012, p. 228); <sup>[B]</sup>Yonekura (2015, p.12), <sup>[c]</sup>Brasil (2019, p. 35).

## 2.4 Grandezas de Proteção

A dosimetria no radiodiagnóstico é de fundamental importância para o controle de qualidade e proteção radiológica. As três principais grandezas de proteção recomendadas pela ICRP na publicação nº. 60 (ICRP, 1991) são:

- a) Dose Absorvida Média em um Órgão ou Tecido ( $D_T$ );
- b) Dose Equivalente em um Órgão ou Tecido ( $H_{T,R}$ );
- c) Dose Efetiva (E).

#### 2.4.1 Dose Absorvida no Órgão ( $D_T$ )

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida ( $D_T$ ). É a energia média depositada em um órgão ou tecido específico (T) (OKUNO, 2018), dividida pela massa daquele órgão, dada pela Equação 7:

$$D_T = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (7)$$

onde  $dE_{tr}$  é a energia média depositada pela radiação ionizante em um meio de massa  $dm$ . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional (SI) de Unidades e o nome especial para esta unidade é o Gray (Gy).

#### 2.4.2 Dose Equivalente ( $H_T$ )

Como os efeitos da radiação podem variar dependendo do tipo e da energia, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido aos diferentes tipos de radiação e suas variações de energias.

Assim, algumas radiações são mais efetivas do que outras em produzir probabilidades estocásticas de danos biológicos. Para considerar isto, foi introduzida a grandeza dose equivalente,  $H_T$ , que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido, ( $D_T$ ), multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação ( $W_R$ ), relativo ao tipo e energia da radiação incidente R, como mostrado na Equação 8:

$$H_T = D_T \times W_R \quad (8)$$

em que  $W_R$  é o fator de peso da radiação R e vale 1 para fótons (raios X e gama), elétrons e múons de qualquer energia, 2 para prótons, 20 para partículas alfa e de 5 a 20 para nêutrons, dependendo da energia. Sua unidade é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades, mas tem o nome especial de Sievert (Sv).

#### 2.4.3 Dose Efetiva (E)

A dose efetiva, E, é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo (OKUNO, 2018), expressa pela Equação 9:

$$E = \sum T W_T \times H_T \quad (9)$$

onde  $W_T$  é o fator de peso do tecido T, ou seja, relaciona-se com a sensibilidade de um dado tecido, ou órgão na indução, pela radiação, de câncer e efeitos hereditários e  $H_T$  é a dose equivalente a ele atribuída.

Se mais de um órgão for exposto, a E será determinada por meio da soma das doses efetivas para todos os órgãos expostos. A soma de  $W_T$  de todos os órgãos considerados é 1. Isoladamente o fator mais alto, de 0,12 é para medula óssea, cólon, pulmão, estômago e mama, como mostra a Tabela 2.

Tabela 2 - Fator de ponderação do tecido ( $W_T$ ) para órgão e tecido

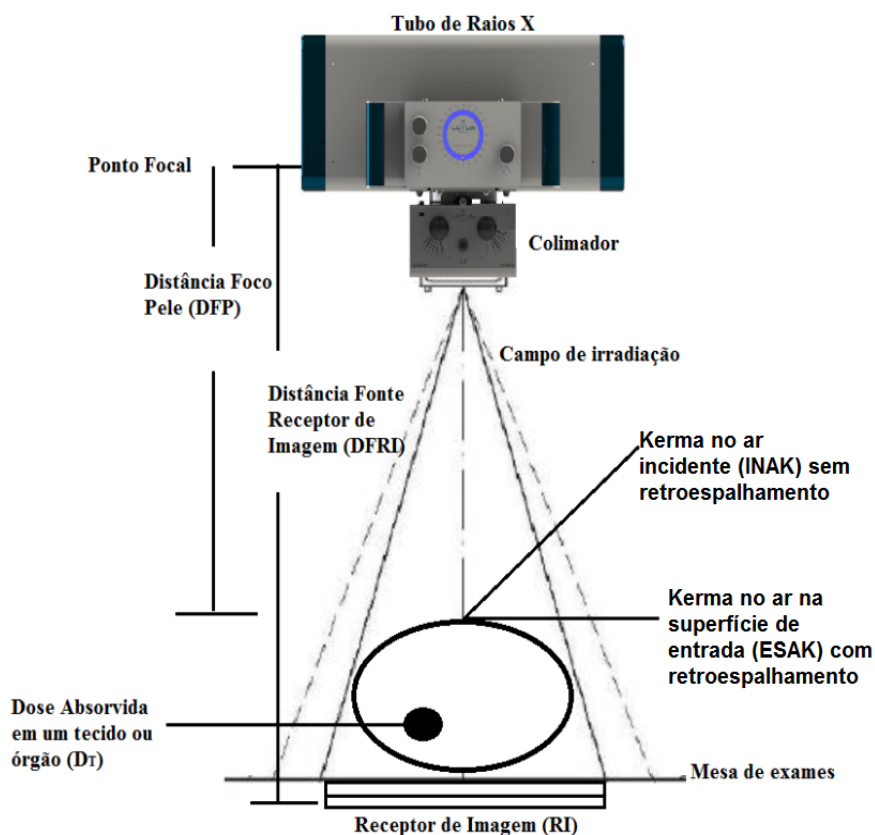
Órgão/tecido	$W_T$	$\Sigma W_T$
Medula-óssea (vermelha), cólon, pulmão, estômago, mama, tecidos restantes <sup>[a]</sup>	0,12 <sup>[b]</sup>	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireoide	0,04 <sup>[b]</sup>	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândula salivares, pele	0,01 <sup>[b]</sup>	0,04
Total		1,0

<sup>[a]</sup> Tecidos restantes: Glândula adrenal, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, mucosa oral, nódulos linfáticos, músculo, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero. <sup>[b]</sup> Cada anatomia.

Fonte: Pereira; Kelecom e Pereira (2015).

A Figura 1 ilustra o tubo radiográfico posicionado em relação a um corte transversal anatômico, geometria típica do feixe de raios X e identificando as principais grandezas utilizadas para medidas de doses em pacientes submetidos a exames radiográficos convencionais.

Figura 1 - Ilustração do tubo de raios X em relação ao receptor de imagem (RI) para realização do exame e principais grandezas para avaliação de dose no paciente



Fonte: Adaptado de Oliveira (2012).

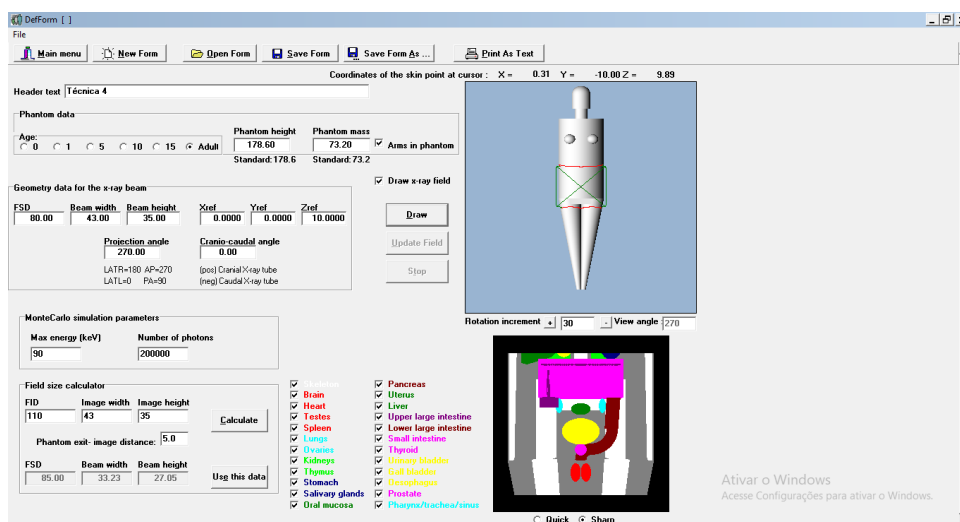
## 2.5 Estimativa de dose de radiação

Para estimar de forma direta a dose média absorvida ( $D$ ) nos órgãos internos da região da pelve e a dose efetiva ( $E$ ), utilizou-se o software PCXMC (STUK, 2021), que é um programa que usa o método Monte Carlo, que é método estatísticos que se baseia em amostragens aleatórias massivas para obter resultados numéricos, para calcular a dose de radiação dos órgãos internos e a dose efetiva do paciente ajustado ao exame radiográfico.

Para simular as doses utilizando o programa PCXMC o usuário deve fornecer desde o ajuste na projeção do feixe de raios X, ou seja, as condições de geometria entre o tubo de raios X e a superfície do paciente e tamanho de campo. Como também se deve informar o valor médio da camada semi-redutora (CSR) para tensão de pico usada no exame e KERMA no ar incidente (INAK), estes últimos geralmente obtidos

por meio de um detector de radiação durante os testes de controle de qualidade do equipamento radiográfico.

Figura 2 - Entrada de dados referente ao exame radiográfico da pelve para simulação no PCXMC



Fonte: STUK (2021).

Os principais órgãos e tecidos da região do abdome e pelve avaliados no programa são: medula óssea ativa, cólon (parte superior e intestino grosso inferior), ovários, próstata, intestino delgado, testículos, bexiga urinária e útero.

Após todos os dados serem inseridos no programa, ele calcula a produção do feixe e apresenta em forma de relatório a dose média absorvida (D) nos órgãos internos e a dose efetiva tanto com os presentes fatores de ponderação dos tecidos da publicação ICRP nº103 (2007).

## 2.6 Equipamento radiográfico

Os diferentes tipos de equipamento radiográfico são desenvolvidos para atender aplicações clínicas específicas. As principais partes de um equipamento radiográfico convencionais são: tubo radiográfico, o painel de comando e o gerador de alta tensão (BITELLI, 2006).

A Figura 3 ilustra e descreve os componentes importantes de um equipamento dedicado ao radiodiagnóstico médico.

Figura 3 - Descrição das partes de um equipamento radiográfico típico



Onde: 1- mesa de exames, 2- estativa porta tubo de raios X, 3- estativa Bucky Mural, 4- conjuntos emissores, 5- colimadores, 6- comandos de freios da estativa porta tubo, 7- Gerador de Alta Frequência, 8- Painel de Comando Gerador.

Fonte: LOTUS HEALTHCARE (2021).

A função do equipamento radiográfico é produzir um fluxo intenso de elétrons, direcionados e focalizados em um alvo metálico, para gerar um feixe de raios X apropriado para gerar uma boa imagem radiográfica (HOLMES; ELKINGTON; HARRIS, 2013).

Conforme Eisberg e Resnick (1979),

raios X, essa foi a denominação dada por seu descobridor Roentgen porque sua natureza era então desconhecida, são radiações eletromagnéticas de alta frequência e comprimento de onda menor que aproximadamente  $1,0 \text{ \AA}$ . Eles apresentam propriedades típicas de ondas como, polarização, interferência e difração da mesma forma que a luz e todas as outras radiações eletromagnéticas (EISBERG; RESNICK, 1979, p.67).

### 2.6.1 Produção dos raios X

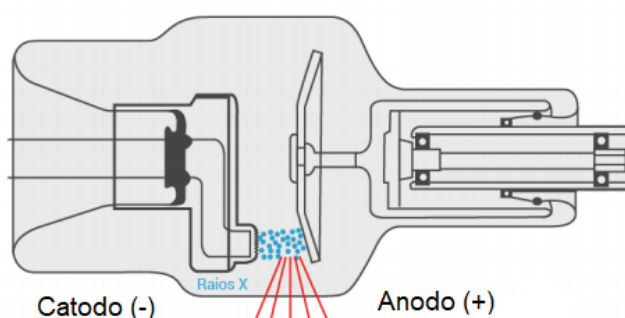
Para Okuno (2018), os raios X são produzidos por mecanismo de conversão de energia, quando um feixe de elétrons de alta velocidade é desacelerado ao interagir com os átomos que compõem o material alvo do tubo de raios X. O sistema emissor

(tubo de raios X) contém no seu interior, de forma condicionada, dois aparatos que são o cátodo e o anodo.

A ampola serve para manter o vácuo no interior do tubo, para evitar que os elétrons do cátodo para o anodo no sistema possam interagir com moléculas de ar, perdendo sua energia cinética e mudando de direção (BUSHONG, 2010), como mostrado na Figura 4.

Figura 4 - Ampola radiográfica e seus principais aparatos elétricos - cátodo e anodo

Ampola de raios X



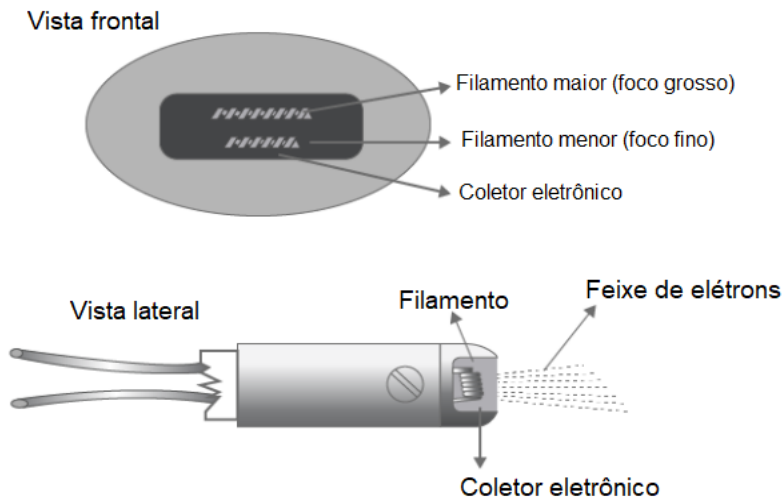
Fonte: Adaptado de Holmes, Elkington e Harris (2013).

O filamento do cátodo está inserido em um reforço metálico denominado capa focalizadora. Considerando que todos os elétrons acelerados desde o cátodo até o anodo são eletricamente negativos, a tendência é afastarem-se devido à repulsão eletrostática e alguns ainda escaparem do alvo (anodo). A capa focalizadora está carregada negativamente de forma a condensar o feixe de elétrons a uma pequena área do anodo, conforme ilustrado na Figura 5 (BIASOLI, 2006).



Figura 5 - Vista frontal e lateral do catodo e seus componentes principais

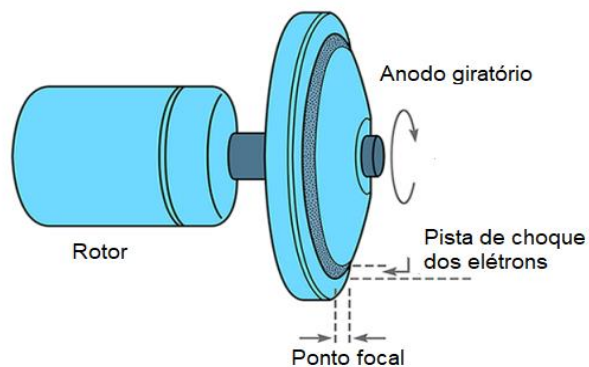
Catodo (-)



Fonte: Adaptado de Holmes, Elkington e Harris (2013).

O alvo é a área do anodo com a qual se chocam os elétrons procedentes do catodo. No anodo giratório o alvo consiste de uma liga de metal de tungstênio (W) inserida no anodo de cobre.

Figura 6 - Anodo giratório e principais áreas de interação dos elétrons e ponto focal de origem do feixe de raios X



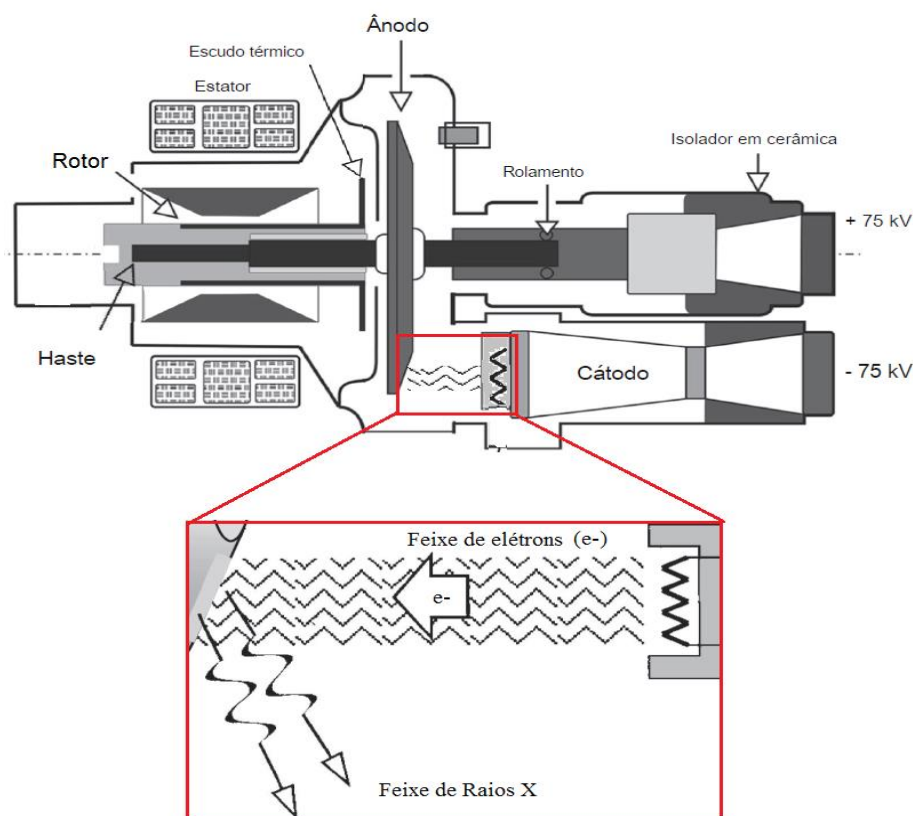
Fonte: Adaptado de Holmes, Elkington e Harris (2013).

De forma geral, aplica-se a corrente elétrica no circuito que alimenta o filamento, que se torna incandescente, ao mesmo tempo em que se promove a rotação do anodo (para aumentar a área de colisão dos elétrons e facilitar a dissipação do calor). Quando os elétrons da corrente do tubo chocam-se com o anodo, mais de

99% da sua energia cinética é convertida em calor, que deve ser eliminado rapidamente antes que possa fundir o anodo. O cobre é o material mais utilizado na construção do anodo.

Ao aplicar-se a alta tensão entre cátodo e anodo, os elétrons que estavam no filamento incandescente são arrancados e colidem com o alvo, como ilustrado na Figura 7.

Figura 7 - Ilustra partes do tubo de raios X e produção de raios X



No detalhe, cátodo focando o feixe de elétrons na extremidade do disco anódico, onde os raios X são produzidos.

Fonte. Adaptado de Holmes, Elkington e Harris (2013).

Nos equipamentos radiográficos, o tubo é instalado em uma carapaça protetora (envoltório de chumbo) e uma abertura livre-janela, assim, são utilizados somente os raios X emitidos através da janela. A carcaça protetora dos tubos de raios X contém óleo que funciona como isolante elétrico e térmico. No entanto, a função principal é proteger o profissional e o paciente da exposição desnecessária de radiação e de possíveis descargas elétricas (BUSHONG, 2010).

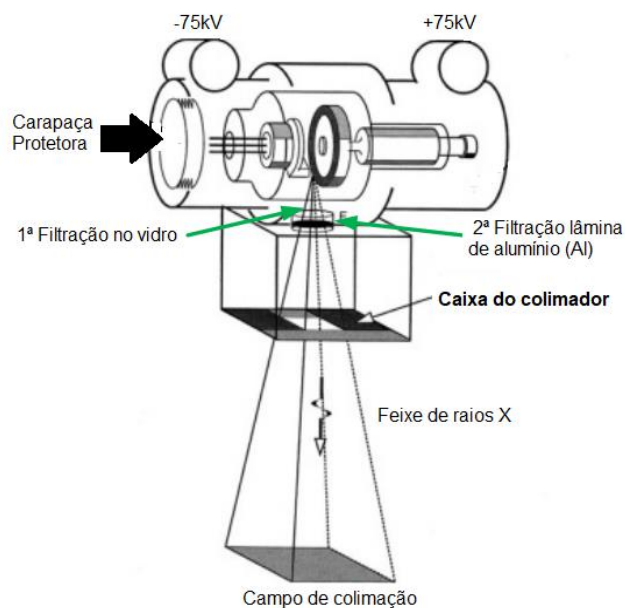
Quando os raios X são produzidos, estes são emitidos de forma isotrópica, ou seja, em todas as direções. No entanto, é necessário que os raios X sejam orientados em uma direção específica, ou seja, o campo útil de radiação. Para isso, utilizamos blindagens construídas em chumbo e um dispositivo denominado colimador que permite o ajuste do campo de exposição no paciente.

### 2.6.2 Colimação

A adequada colimação do feixe de raios X tem o efeito primário de reduzir a dose do paciente ao restringir o volume do tecido irradiado. O ideal é que somente fótons que interagem com o paciente cheguem até o receptor de imagem (RI). Uma colimação correta também melhora o contraste da imagem (SCAFF, 1979).

A Figura 8 mostra a localização luminosa que é obtida através de uma lâmpada e um espelho.

Figura 8 – Esquema destacando a carapaça protetora, tubo de raios X e colimador



Fonte: Adaptado de Lotus Healthcare (2021).

A lâmpada, o espelho e as folhas colimadoras, devem estar ajustadas de forma que a luz projetada coincida com o campo do feixe de raios X (BIASOLI, 2006).

## 2.7 Espectro de raios X

A partir do painel de comando é possível ajustar as técnicas para o exame radiográfico, ou seja, as características de qualidade (kVp) e quantidade de raios X (mAs), entretanto, existem outras características do equipamento que não dependem do profissional, mas sim são características intrínsecas do mesmo, como filtração adicional (qualidade da radiação), forma da onda e material que compõem o alvo (quantidade de raios X) (SCAFF, 1979).

Os raios X produzidos emergem através de uma janela do tubo de vidro ou metal, formando um feixe de várias energias (polienergético), como ilustrado na Figura 9. A quantidade (número de fótons de raios X úteis no feixe) e a qualidade (poder de penetração do feixe de raios X) são caracterizados pelo espectro de raios X que o compõem.

Os fótons de raios X são produzidos no tubo de raios X por meio de dois processos interativos entre os elétrons acelerados e os átomos do material alvo:

- Radiação contínua (Bremsstrahlung) e;
- Radiação característica.

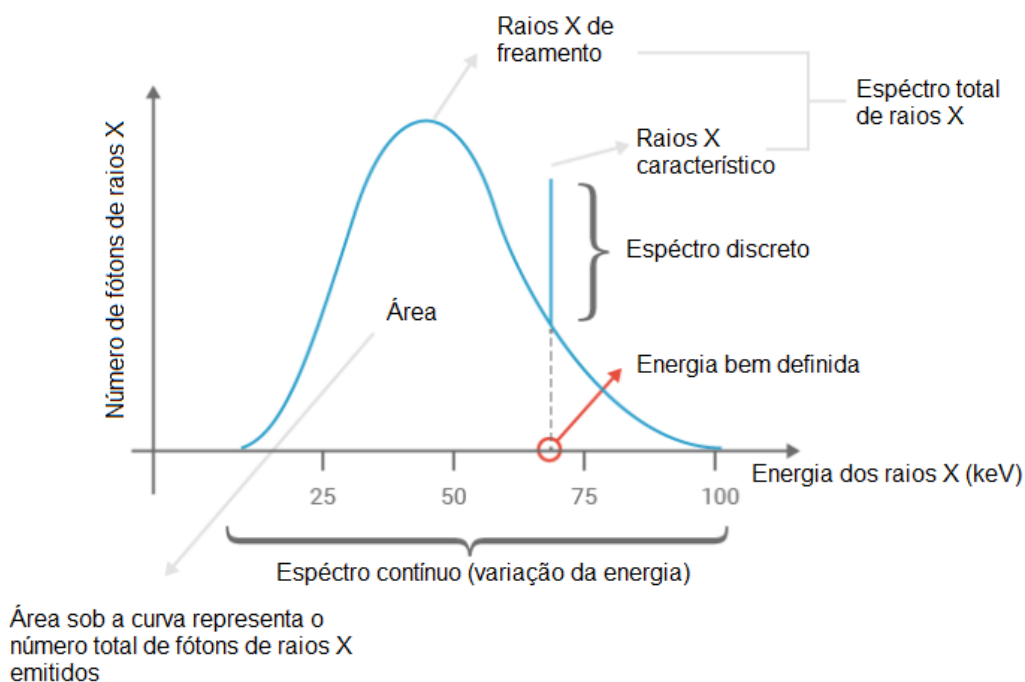
A radiação contínua é mais provável e ocorre quando elétrons emitidos interagem com os núcleos dos átomos que compõem o alvo, sofrerão desvios que, dependendo da proximidade com o núcleo, acarretará uma determinada desaceleração. Essa desaceleração, ou seja, a perda de energia faz com que o elétron recebido diminua a velocidade e, portanto, o nome comum desse processo de produção de raios X é o processo Bremsstrahlung (que significa "radiação de frenagem" em alemão) (TILLY, 2010).

Para Bushong (2010), a radiação característica (espectro discreto) ocorre quando os elétrons das camadas eletrônicas dos átomos que compõem o alvo são arrancados das camadas mais internas e deixam lacunas, que serão preenchidas por elétrons das camadas mais externas. Nessas transições serão emitidos raios X característicos, que serão energeticamente idênticos à diferença de energia entre as camadas eletrônicas do material que constitui o alvo.

Deve-se notar que a ionização só pode ocorrer dessa maneira se a energia cinética transportada pelo elétron recebido (ou seja, a tensão aplicada através do tubo de raios X) for igual ou superior à energia de ligação específica do elétron orbital. No caso do tungstênio, a energia de ligação da camada K é de 69,5 keV e a energia de

ligação da camada L é de 10,2 keV e uma série M de emissões (até a última camada) (HOLMES; ELKINGTON; HARRIS, 2013).

Figura 9 - Espectro total do feixe de raios X para um alvo de tungstênio e tensão do tubo de 100 kV



Fonte: Adaptado de Holmes, Elkington e Harris (2013).

### 2.7.1 Fatores que modificam o espectro dos raios X

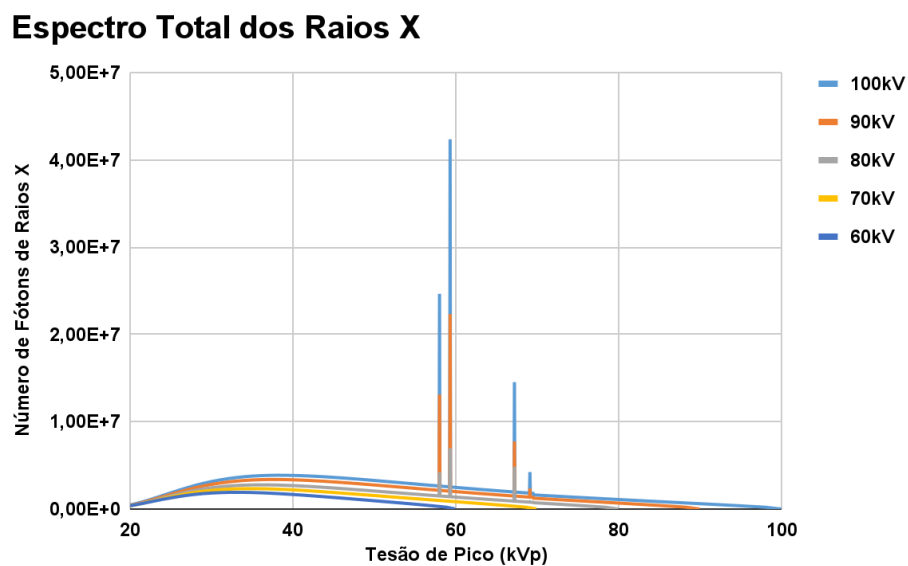
A partir do painel de comando do equipamento radiográfico é possível ajustar as técnicas de exposição, ou seja, as características de qualidade do feixe devido a diferença de tensão aplicada (kVp) e a quantidade de raios X produzido, pelo produto da corrente elétrica pelo tempo (mA.s), aplicada no tubo de raios X (PEACOCK; STEWARD; RILEY, 2020).

#### 2.7.1.1 Tensão de pico (kVp)

A variação da tensão aplicada ao tubo de raios X é o fator principal da técnica radiográfica, pois determina decisivamente o espectro radiográfico. A máxima energia dos fótons que emergem do tubo de raios X é igual à máxima energia dos elétrons que atingem o alvo, que por sua vez são dependentes do pico de tensão aplicada (kVp) ao tubo e, portanto, seu poder de penetração ou “qualidade do feixe”. Assim, a qualidade do feixe de raios X produzidos é proporcional a tensão (kVp).

Outro sim, um aumento na tensão acarretará aumento na “quantidade de raios X” produzidos. A quantidade de raios X varia rapidamente com mudanças na tensão de pico. A variação na quantidade de raios X 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, como mostra a Figura 10.

Figura 10 - Representação da alteração do espectro de raios X com a variação da tensão (kVp)

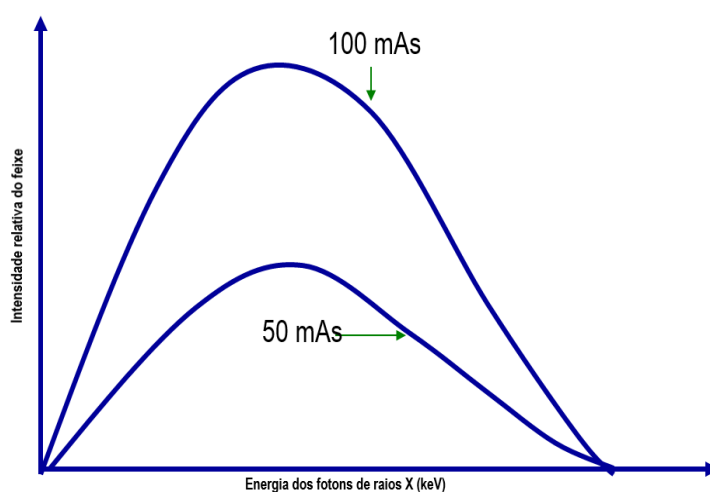


### 2.7.1.2 Produto da corrente pelo tempo (mA.s)

A produção total de raios X depende do número de elétrons e o tempo que colidem com o alvo, assim, a quantidade dos feixes de fótons de raios X é diretamente proporcional ao produto corrente pelo tempo (mA.s). Quando esse produto é duplicado, o número de elétrons que atinge o alvo do tubo também duplica e, portanto, tem-se a emissão do dobro do número de raios X.

No entanto, a qualidade de radiação (poder de penetração) não será alterada por alteração no mA.s, como mostrado na Figura 11.

Figura 11 - Representação do espectro de raios X em função do produto da corrente elétrica pelo tempo (mA.s)



Fonte. Adaptado de Holmes, Elkington e Harris (2013).

### 2.7.1.3 Filtração

Os filtros são estruturas lisas metálicas que modificam o espectro da radiação quando adicionados na saída do feixe de raios X e, portanto, alteram a qualidade e também a quantidade do feixe originalmente gerado (TILLY, 2010).

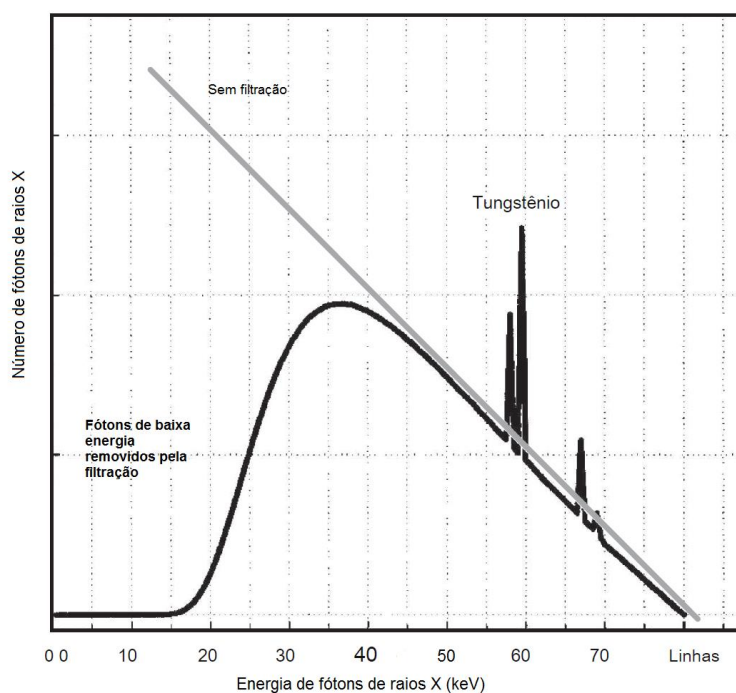
No tubo de raios X encontramos dois tipos de filtração, como mostrado anteriormente na Figura 8.

- a) A filtração inerente, que representa a soma da filtração do próprio tubo radiográfico e do cabeçote (em geral, aproximadamente 0,5 mm Al) e do colimador (aproximadamente 1,0 mm Al);
- b) A filtração adicional, que corresponde a uma placa de alumínio adicionada entre a janela de saída do tubo e o colimador, recebe este nome porque deve ser adicionada à filtração inerente para que a soma de ambas resulte na filtração total - seja ela de no mínimo 2,5 mm de Al, para radiografia geral.

Todo equipamento radiográfico típico para radiologia convencional requer um filtro Al de pelo menos 2,5 mm de espessura para reduzir a exposição aos raios X prejudiciais de baixa energia. Apesar desse filtro, alguns componentes de baixa energia passam e são absorvidos pelos pacientes, o que pode causar um aumento na exposição à radiação.

A Figura 12 mostra dois espectros de raios X, um sem filtração que mostra desde energias menores que 10 keV até 80 keV e outro com filtração mínima de 2,5 mmAl que remove do feixe os fótons até quase 30 keV, não alterando os fótons de energia máxima.

Figura 12 - Comparação do espectro de raios X sem e com filtração no feixe de raios X



Fonte. Adaptado de Holmes, Elkington e Harris (2013).

A parte inferior do espectro (baixa energia < 30 keV) não é adequada para o radiodiagnóstico, pois são absorvidos pelos tecidos moles, especialmente a pele. Portanto, a eliminação desses raios X de baixa energia usando filtros metálicos levará a uma menor exposição sem comprometer a qualidade da imagem (MINEHIRO et al., 2019).

Filtros adicionais de alumínio (Al) e de cobre (Cu) geralmente são utilizados em equipamentos convencionais, com objetivo de remover os fótons de baixa energia do espectro, que não contribuem com a produção da imagem, ao mesmo tempo, permitir a passagem de componentes de média a alta energia dos fótons de raios X necessários para a geração de imagens, assim, a filtração reduz a dose de radiação (MINEHIRO et al., 2019).



A Tabela 3 relaciona os elementos Al e Cu usados para filtração adicional em radiodiagnóstico médico com a respectiva energia da camada K e L.

Tabela 3 - Descreve as principais características do Al e Cu

Elemento	Número atômico (Z)	Energia da camada (keV)	
		K	L
Al	13	1,559	0,087
Cu	29	8,980	1,100

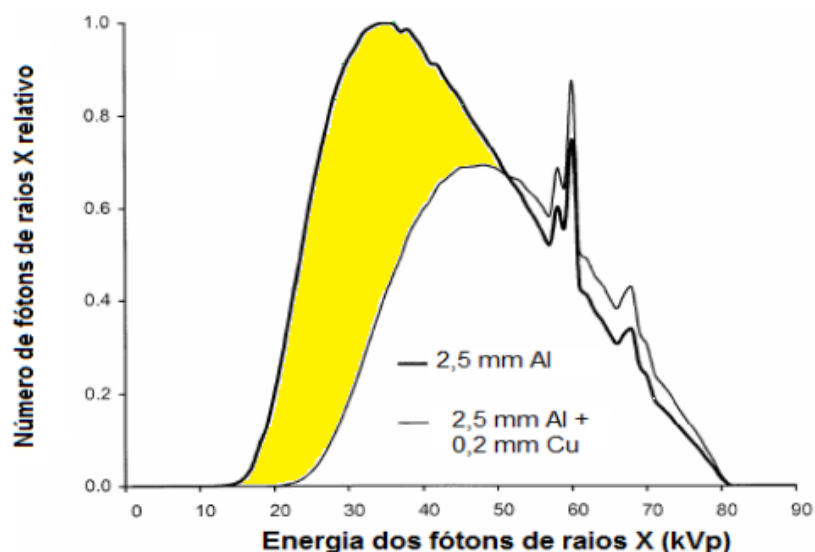
Fonte: Adaptado de Khan e Gibbons (2014, p.36).

Para Bitelli (2006),

o cobre geralmente é usado em combinação com alumínio como um filtro composto para absorção de fótons de maior energia. Neste caso, a maioria da filtração ocorre no cobre. O alumínio é utilizado para absorver a radiação característica (de aproximadamente 8 keV) produzida por interação dos fótons no cobre que, se não fossem atenuados, aumentariam a dose na pele do paciente significativamente, já a radiação característica produzida no alumínio de 1,5 keV é absorvida no ar existente entre o paciente e o filtro (BITELLI, 2006, p. 136).

O processo de filtração adicional não afetará a energia máxima do feixe, ou seja, os componentes de energia mais alta do feixe permanecem praticamente os mesmos; no entanto, os componentes de energia mais baixa variam como mostra a Figura 13.

Figura 13 - Feixes de raios X filtrados por alumínio e cobre



Fonte. Adaptado de Martin (2007).

Na Figura 13 pode ser observado que a filtração típica do tubo de 2,5 mmAl remove os fótons de energia menores, até aproximadamente 20 keV. Contudo, os filtros de cobre absorvem uma proporção maior dos fótons com energias entre 20 e 50 keV (área amarela) do que o alumínio. Martin (2007), fizeram uma avaliação detalhada da adição de filtros na saída do tubo de raios X, e concluíram que a adição de filtração de cobre (0,2 mm) pode reduzir a dose na superfície (ESAK) do paciente em até 50%, sendo vantajoso para muitas aplicações em radiografia e fluoroscopia.

Bitelli (2006) destaca que a filtração excessiva pelo acréscimo da espessura do filtro não é vantajosa. Nesse caso, a qualidade do feixe não é significativamente alterada, mas na sua intensidade é diminuída, o que requer um aumento da técnica de exposição, que pode modificar ou comprometer a qualidade da imagem.

A Tabela 4 resume os fatores que modificam o espectro dos raios X, ou seja, a quantidade e qualidade do feixe de raios X que influenciam na dose de radiação durante o exame radiográfico.

Tabela 4 - Influência dos fatores elétricos, geometria do feixe e filtração na qualidade, quantidade do feixe de raios X e dose de radiação

Aumento no(a)	Impacto no feixe de raios X		
	Qualidade	Quantidade	Dose de radiação
Produto corrente-tempo (mA.s)	sem efeito	é aumentada proporcionalmente	É aumentada
Tensão de pico (kVp)	é aumentada	é aumentada na razão de $\left(\frac{kVp2}{kVp1}\right)^2$	É aumentada
Aumento da DFRI*	sem efeito	é reduzida na razão de $\left(\frac{d1}{d2}\right)^2$	É reduzida
Filtração	aumenta	é reduzida	É reduzida

\* Distância foco receptor de imagem (DFRI).

Fonte: Adaptado de Bushong (2010, p.153).

A qualidade do feixe de raios X mede o poder de penetração do feixe em qualquer material (geralmente medido com espessuras de alumínio para um feixe de raios X de diagnóstico), conhecido como Camada semi-redutora.

#### 2.7.1.4 Camada semi-redutora

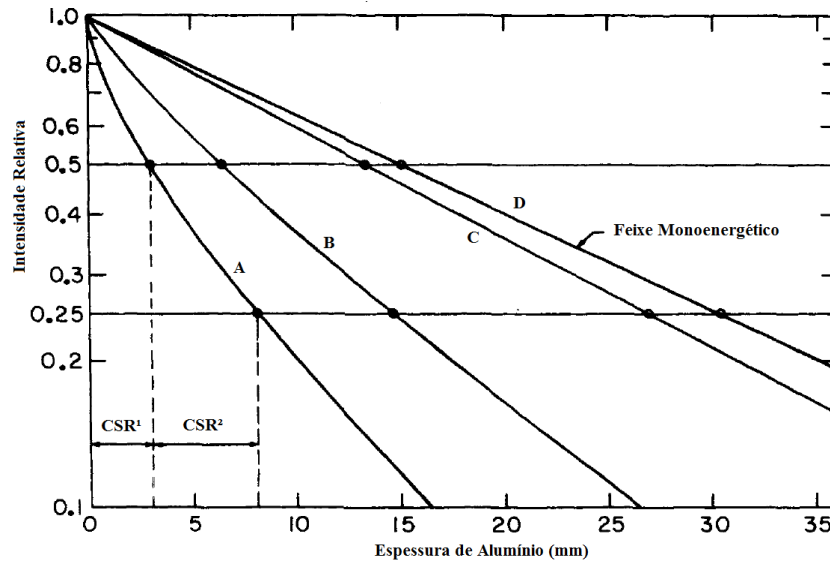
A camada semi-redutora (CSR) de um feixe de radiação é a espessura de um determinado material, que atenua a intensidade do feixe de raios X a metade do seu valor inicial. Embora a medida da espessura de meio valor só possa ser usada estritamente com feixes de raios X homogêneos (monocromáticos), ela fornecerá um guia útil para a potência penetrante de um feixe heterogêneo (Bremsstrahlung).

A qualidade de qualquer feixe de raios X é proporcional à sua espessura de CSR para qualquer material, embora, na prática geralmente é expressa em milímetros de alumínio (mm Al), que é o material mais usado para quantificá-la.

O feixe de raios X é caracterizado também em termos da primeira e segunda camada semi-redutora respectivamente CSR<sup>1</sup> e CSR<sup>2</sup>. A primeira atenua a intensidade inicial do feixe a metade, e a segunda atenuam em cinquenta por cento do feixe previamente atenuado, resultando em vinte e cinco por cento de atenuação do feixe principal.

A Figura 14 apresenta curvas de atenuação, para uma determinada intensidade do feixe de raios X em função da espessura (mm) de alumínio, dependente da energia da resposta do detector.

Figura 14 - Curvas de atenuação aproximadas de um feixe de raios X usando um detector



Curva aproximada de intensidade relativa em alumínio para raios X para energia de 100 keV em um alvo de tungstênio, filtrado por (A) 2 mm Al; (B) 0,15 mm Cu + 3,9 mm Al; e (C) 2 mm Sn + 0,5 mm Cu + 4 mm At. Também mostrado para a comparação é a atenuação de fótons de 100 keV em alumínio (curva D). A primeira e a segunda camada semi redutoras são mostradas para a curva A.

Fonte: Adaptado de Attix (2008).

Quanto mais íngreme a curva, mais suave é o feixe de raios X; e quanto maior a curvatura, mais amplo é o espectro. O endurecimento progressivo e estreitamento do espectro com o aumento da filtração é evidenciado na Figura 14. O filtro mais pesado produz uma curva que é praticamente exponencial (ver curva C) com uma inclinação que se aproxima daquela do feixe monoenergético de 100 keV. Ainda maior a filtração traria a inclinação ainda mais perto, entretanto uma redução ainda maior em um feixe de intensidade baixo (ATTIX, 2008).

Outro parâmetro importante é o coeficiente de homogeneidade (CH), dado pela Equação 9:

$$CH = \frac{CSR^1}{CSR^2} \quad (9)$$

em que  $CSR^1$  é a espessura de material colocada diante do feixe primário de radiação que reduz a intensidade a metade de seu valor original e  $CSR^2$  é a espessura de mesmo material que reduz a intensidade a um valor quatro vezes de seu valor original.

Tal valor tende a um valor igual a 1 quando o espectro do feixe tende a ser reduzido a um feixe monoenergético, como mostrado na Tabela 5.

Tabela 5 - Relaciona energia, camadas semi redutoras (CSR) e coeficiente de homogeneidade (CH) para três tipos de feixe de raios X descritos na Figura 15

Feixe	Energia (keV)	Filtro (mm)	CSR <sup>1</sup> (mmAl)	CSR <sup>2</sup> (mmAl)	CH
A	100	2 Al	3,02	5,12	0,59
B	100	0,15 Cu + 3,9 Al	6,56	8,05	0,81
C	100	2 Sn + 0,5 Cu + 4 Al	13,4	13,5	0,99
D	100*	-	15,1	15,1	1,00

\*Monoenergético

Fonte: Attix (2008, p. 226).

A Tabela 5 fornece valores de Intensidade do feixe (kVp) como uma função da CSR, para atenuadores de alumínio e cobre. O valor da Intensidade do feixe pode ser obtido alternativamente pelo seguinte procedimento:

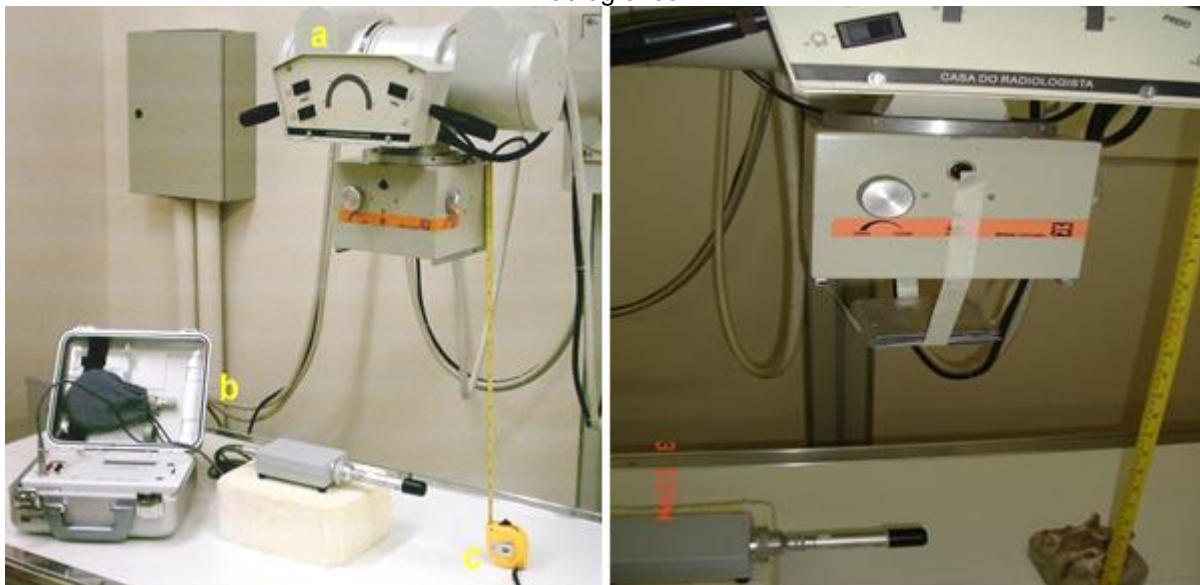
$$\frac{X}{X_0} = 0,5 = e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{eq} \times CSR^1 \times \rho}$$

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{eq} = \frac{0,6931}{\rho \times CSR^1} \text{ (cm}^2/\text{g)} \quad (10)$$

onde CSR<sup>1</sup>, deve ser expressa em centímetros. O valor de kVp, correspondente a  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{eq}$ , pode então ser obtido por interpolação em tabelas.

Em radiodiagnóstico a medida da CSR consiste em adicionar placas de alumínio na saída da caixa colimadora do equipamento radiográfico, geralmente fixadas a uma distância de 30 cm do ponto focal e o detector de radiação a 60 cm de distância do ponto focal do equipamento. São realizadas leituras de KERMA no ar (K<sub>AR</sub>) sem as placas de alumínio e posteriormente são adicionadas às placas, como mostra a Figura 15.

Figura 15 - Arranjo utilizado na avaliação da camada semi-redutora (CSR) do equipamento radiográfico



As letras são respectivamente: (a) tubo de raios X, (b) câmara de ionização, monitor e eletrômetro, (c) fita métrica.

Fonte: Adaptado de BRASIL (2005).

Os valores de camada semi-redutora geralmente são determinados para os valores nominais de tensão de 80 kVp, conforme RDC 330 (2019).

Na Tabela 6 mostra relação esperada entre a tensão aplicada (kVp) no tubo radiográfico e a respectiva espessura de alumínio para reduzir a intensidade de um feixe genérico à metade (CSR).

Tabela 6 - Relaciona a tensão aplicada (kVp) com os valores mínimos de CSR para os diferentes tipos de geradores

kVp	CSR (mmAl)		
	Monofásico	Trifásico	Alta frequência (recomendação)
50	1,5	1,6	1,8
60	1,8	2,0	2,2
70	2,1	2,3	2,5
80	2,3	2,6	2,9
90	2,5	3,0	3,2
100	2,7	3,2	3,6
110	3,0	3,5	3,9
120	3,2	3,9	4,3
130	3,5	4,1	4,7

Fonte: BRASIL (2019).

## 2.8 Formação da imagem radiográfica

A interação dos raios X com a matéria apresenta propriedades corpusculares como partículas conforme a teoria dual da radiação eletromagnética (EISBERG; RESNICK, 1979).

Para Okuno (2018), os raios X representam na atualidade uma das maiores descobertas para área da saúde, sua interação com o paciente em radiodiagnóstico médico pode conduzir ao efeito fotoelétrico e efeito Compton, assim torna-se possível a classificação e quantificação dos mesmos. Os efeitos dependem do número atômico do absorvedor e da energia dos fótons de raios X (TAUHATA et al., 2013).

Os raios X interagem com a matéria por meio da interação de seu campo elétrico oscilante com os elétrons atômicos do material e podem ser absorvidos (absorção fotoelétrica) ou espalhados (espalhamento Compton) pelos elétrons atômicos.

### 2.8.1 Absorção Fotoelétrica

No processo de absorção fotoelétrica o fóton de raio X é completamente absorvido, ou seja, fornecendo toda sua energia para ao elétron da camada mais interna do átomo, o qual em seguida é ejetado do átomo, sua consequência é a ionização de outros átomos na vizinhança imediata da interação inicial. A absorção fotoelétrica é diretamente dependente do número atômico ao cubo do material e inversamente proporcional ao cubo da energia do feixe de raios X, ou seja, é o principal responsável pela formação da imagem radiográfica (OKUNO; YOSHIMURA, 2016; CHEN; POPE, 2012).

### 2.8.2 Espalhamento Compton

O espalhamento Compton ocorre através da interação entre um fóton e um elétron livre ou pouco ligado, de forma que o fóton cede parte da sua energia ao elétron. Após a interação o fóton de raios X e o elétron são espalhados e podem interagir com o material, assim na formação da imagem radiográfica o mesmo é indesejado e deve ser minimizado (OKUNO; YOSHIMURA, 2016).

Quanto mais alta a energia da radiação menor a probabilidade de interação com o paciente, maior probabilidade de espalhamento da radiação na sala de exames

e maior a quantidade de fótons transmitidos que atingiram o receptor de imagem (RI), isto é, menor a dose absorvida no tecido do paciente.

Como já mencionado acima, é por causa do efeito Compton que o profissional que trabalha com radiação ionizante não pode permanecer ao lado do paciente, pois a radiação pode ser espalhada quando interagir com o paciente e incidir com o profissional. Isso torna importante o uso de protetores de radiação, pessoal ou coletivo, para não ficar exposto à radiação desnecessária. Da mesma forma que a radiação é espalhada para todos os lados na sala de raios X também pode ser espalhada pelo paciente e incidir num ponto do receptor de imagem, isto é, onde não deveria da mesma forma chegar a radiação irá interagir interferindo no contraste da imagem. Para tentar eliminar este efeito faz uso da grade antidifusora (fica posicionada após o paciente e antes do detector de imagem). Por isso que em equipamentos de raios X é necessário informar se será feita a exposição na mesa ou na estativa, pois a grade precisa se movimentar para que não apareça na imagem.

## **2.9 Protocolo da Imagem da Pelve**

A imagem radiográfica da pelve é utilizada para a identificação de alterações nas articulações do quadril, incluindo patologias como osteoartrite. De modo geral, para Bontrager e Lampignano (2015), descreve que o objetivo clínico da incidência ântero-posterior (AP) de pelve é evidenciar fraturas, luxações articulares, doença degenerativa e lesões ósseas.

O posicionamento para o exame radiográfico da região da pelve consiste em deitar o paciente na mesa de exames, em decúbito dorsal, com os braços cruzados sobre o tórax (Figura 16 (a)). Para um melhor conforto para o paciente é fornecido um travesseiro para apoio da cabeça (BIASOLI, 2006).

Segundo Bontrager e Lampignano (2015), o posicionamento da parte a ser radiografada (pelve) deve estar sem rotação; o plano médio do paciente (PMP) deve estar alinhado com a linha central da mesa e ao raio central do equipamento de raios X. As pernas e os pés separadamente, e girar internamente os eixos longitudinais dos pés e membros inferiores em 15° a 20° (Figura 16 (a)).

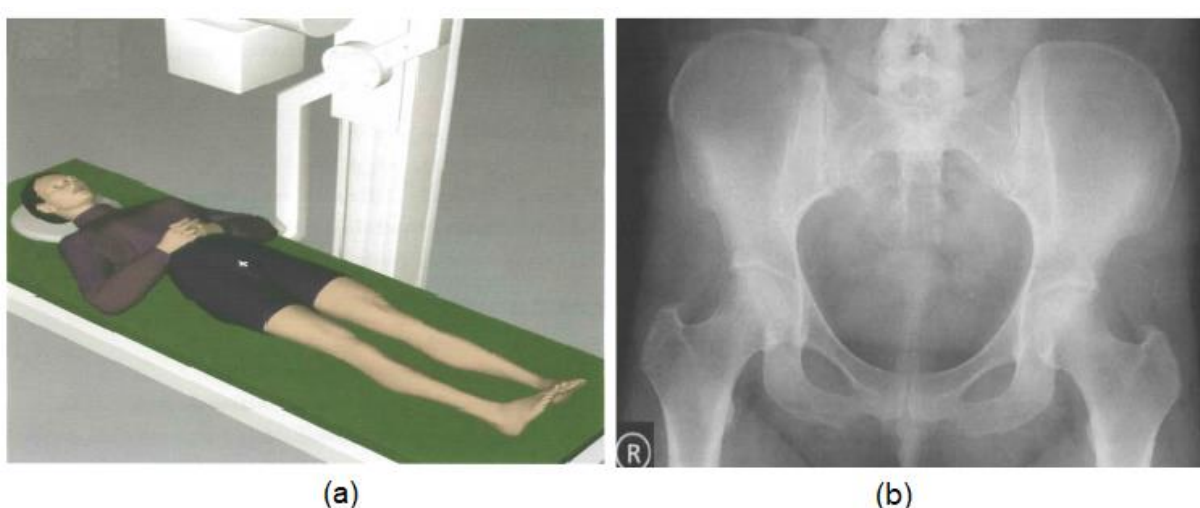
A distância entre a fonte de raios X e o receptor de imagem (DFR) geralmente é de 100 cm. O receptor de imagem (RI) usado no exame é do tamanho 35 x 43 cm<sup>2</sup>, posicionado na gaveta no sentido transversal logo abaixo da mesa de exames,



devidamente identificado do lado direito do paciente (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2015).

Para Biasoli (2006), o alinhamento do raio central (RC) do equipamento radiográfico deve estar perpendicular ao RI, centralização ao nível médio entre a espinha íliaca ântero superior e a sínfise púbica do paciente (Figura 16 (a)). Centralizando o RC com o centro do RI, o tamanho de campo de exposição (colimação) da radiação deve ser restrito às margens laterais da pelve e para as bordas superior e inferior do RI.

Figura 16 – Ilustra o posicionamento do paciente para o exame radiográfico de pelve e a radiografia obtida



Sendo: a) o posicionamento e localização do RC das partes; b) imagem radiográfica AP de pelve.

Fonte: Sandström et al. (2003).

Após o posicionamento do paciente, o profissional da radiologia irá selecionar no painel de comando a técnica, geralmente tensão (kVp), e o produto da corrente elétrica pelo tempo (mA.s) usados no exame, que é dependente da espessura e constituição física do paciente.

Para a Comissão das Comunidades Europeias os critérios de avaliação para radiografia de pelve, devem incluir a reprodução visualmente nítida das estruturas ósseas e acidentes anatômicos como: sacro e seus forames intervertebrais, ramo e isquiático, articulações sacroilíacas, colo do fêmur, trocanteres (Figura 16(b)) (SEERAM et al., 2016).

O exame radiográfico da pelve envolve a irradiação direta dos órgãos internos na parte inferior do abdômen, especialmente para os órgãos reprodutivos de ambos os sexos (CHAN; FUNG, 2015). Isso é particularmente preocupante, pois, uma parcela dos pacientes de radiografia pélvica pode sofrer de múltiplas fraturas na região e repetidos exames radiográficos da pelve por um longo período de tempo para monitorar o progresso no crescimento e cicatrização óssea pareciam necessários e inevitáveis. Portanto, o provável risco estocástico devido à dose acumulada de baixa radiação na região da gônada dos pacientes será uma preocupação para todos esses pacientes. Essa exposição repetida à radiação ionizante de baixa dose da imagem médica pode resultar em altas doses efetivas cumulativas para os pacientes.

## 2.10 Qualidade da imagem digital

A qualidade da imagem (QI) pode ser definida como o atributo da imagem que influencia a certeza de perceber visualmente os recursos diagnósticos apropriados da imagem para o diagnóstico clínico (TOMPE; SARGAR, 2020).

Somente uma imagem com qualidade diagnóstica permite um diagnóstico acurado (ou preciso). Os principais parâmetros usados para avaliar a qualidade da imagem (QI) em sistemas digitais (SD), estão descritos na Tabela 7.

Tabela 7 - Principais fatores de qualidade da imagem em sistemas digitais

Ferramentas de qualidade em sistema de RC e suas características	
Faixa dinâmica (FD)	sinal dos dados adquiridos, um processo que coloca automaticamente a conversão do sinal digital para valores de escala de cinza.
Relação sinal-ruído	métrica importante que combina os efeitos de contraste, resolução e ruído.
Resolução espacial	descreve a separação mínima de espaço necessária para resolver dois (ou mais) detalhes de imagem de alto contraste, como entidades independentes.
Índice de Exposição	parâmetro numérico desenvolvido pelos fabricantes de sistema digital para informar ao profissional da exposição que atingiu o detector de imagem.

Fonte: Adaptado de Furquim e Costa (2009); Uffmann; Schaefer-Prokop (2009); Schaefer-Prokop et al. (2009); Seeram et al. (2013); Alves et al. (2016); Tompe e Sargar (2020).

Os SD apresentam capacidade para mostrar eletronicamente o brilho ideal da imagem digital sob uma ampla variação de técnica de exposição. O brilho é controlado

pelo software de processamento por meio de algoritmos de processamento digital pré-determinados.

A faixa dinâmica é a faixa de várias intensidades de raios X que podem ser visualizadas pelo detector. Os detectores radiográficos que fornecem bom contraste em uma ampla faixa dinâmica são essenciais para obter radiografias digitais de alta qualidade.

### 2.10.1 Contraste

A diferença no brilho entre áreas claras e escuras de uma imagem é definido como contraste, no caso das imagens radiográficas, conhecemos como: contraste radiográfico.

O contraste radiográfico é uma diferença fracionária no sinal ou brilho entre a estrutura de interesse e seus arredores. O contraste é gerado pela atenuação diferencial dos raios X por diferentes tecidos. O contraste radiográfico é diretamente proporcional ao número atômico, densidade e espessura do tecido. Na radiografia digital, o contraste pode ser ajustado usando técnicas de pós-processamento de imagem em que os valores de pixel são alterados para fornecer a faixa de contraste esperada, dependendo dos requisitos clínicos específicos (TOMPE; SARGAR, 2020).

### 2.10.2 Ruído

Ruído presente na imagem são variações aleatórias de intensidade no sinal da imagem, que contribuem para redução de visualização de detalhes, especialmente de objetos pequenos e de baixo contraste.

O ruído radiográfico são as variações aleatórias ou estruturadas dentro de uma imagem que não correspondem às variações de atenuação de raios X do objeto. A imagem no monitor passa a ter tanto contraste quanto nitidez dinâmicos, devido a recursos de pós-processamento; porém, qualquer variação de apresentação da imagem é limitada pelo ruído nela contido (MOORE et al., 2019).

### 2.10.3 Relação sinal-ruído (RSR)

O parâmetro que passa a determinar a qualidade da imagem é a relação entre o sinal e o ruído (RSR) (do inglês *Signal to Noise Ratio*), que é uma relação entre o

sinal obtido e seu respectivo ruído (incerteza do sinal) (COWEN; DAVIES; KENGYELICS, 2007; FURQUIM; COSTA, 2009; MOORE et al., 2019).

A RSR é a razão entre a média de sinal em certa região de interesse na imagem (ROI) e seu respectivo DP, como mostra a Equação 11.

$$RSR = \frac{\text{Média dos valores do pixel}}{\text{Desvio Padrão}} \quad (11)$$

A RSR é uma grandeza que compara o nível de sinal desejado com o nível de ruído de fundo, quanto maior a RSR, menor o efeito do ruído na visualização da imagem (TAVARES, 2013; TOMPE; SARGAR, 2020).

#### 2.10.4 Relação contraste-ruído (RCR)

Outro fator de qualidade é a Relação contraste-ruído (RCR): calculada utilizando a diferença nos valores médios entre as regiões de interesse (ROIs) de sinal e o fundo, esta métrica é mais aplicável para objetos simuladores que geram nível de sinal homogêneo das imagens obtidas. A RCR pode ser calculada utilizando a Equação 12 (TAVARES, 2013).

$$RCR = \left| \frac{\text{Média dos valores de pixel (Fundo)} - \text{Média dos valores de pixel (sinal)}}{\text{Média do Desvio padrão (Fundo)}} \right| \quad (12)$$

A faixa mais ampla de latitude da radiografia digital pode ser usada para minimizar a exposição do paciente enquanto produz imagens de qualidade diagnóstica dentro da faixa aceitável de índice de exposição (IE) indicada pelo fabricante (BARBA; CULP, 2015).

#### 2.10.5 Índice de exposição (IE)

O índice de exposição (EI) e o índice de desvio (ID), são duas ferramentas de software de imagem encontradas na estação de trabalho, para fornecer ao profissional de radiologia uma estimativa de exposição à radiação para o detector. Devido à natureza dessa relação, o EI também pode ser usado como um indicador de dose do paciente, porém isso não é amplamente investigado na literatura (ERENSTEIN et al., 2020).

Ainda Erenstein et al. (2020), com a introdução dos SD a dose de radiação para o paciente pode ser reduzida à custa da QI e vice-versa. A introdução do IE tem sido usada para resolver esse fenômeno conhecido como "acréscimo de dose".

O IE inerente à imagem radiográfica em sistemas digitais pode fornecer ao profissional da radiologia uma estimativa do ruído presente na imagem, ou seja, se a técnica de exposição usada é apropriada para o exame/anatomia em estudo, assim surgiu uma nova condição na avaliação da relação entre dose e QI (SEERAM et al., 2016; BRAGA et al., 2019).

Os fabricantes fornecem uma ampla variação de diferentes IE: IgM, log da exposição e mediana. Nesse sentido, um indicador de exposição alvo (IE<sub>A</sub>) para cada sistema de radiologia digital e para cada tipo de exame deve ser estabelecido pela instituição com base no exame/anatomia.

O desvio do IE praticado em uma dada exposição em relação ao IE<sub>A</sub> (exposição “padronizada”) é dado pelo índice de desvio (DI), conforme Equação 13:

$$DI = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{EI}{EIA} \right) \quad (13)$$

onde IE<sub>A</sub> é a referência de exposição obtida quando o detector é exposto de forma ótima, considerando a RSR no detector que se deseja obter para uma dada região anatômica examinada para o exame radiográfico.

O nível de exposição do valor logaritmo da mediana dos pixels (LgM) utilizado com esta nomenclatura pelos sistemas da AGFA Corporation é dedicado aos sistemas de Radiografias Computadorizadas (CR) para uma projeção e incidência conhecida (ABRANTES, 2015).

Logo, o valor de IgM obtido de uma imagem radiográfica, por exemplo, poderia ser um indicador útil para o profissional da radiologia sobre o nível de exposição apropriado na prática clínica, entretanto, é em relação à dose absorvida na PI que é determinado os valores de pixel na imagem radiográfica em SD. Para os exames no sistema da marca AGFA, a recomendação dos valores do LgM ideais para incidência AP de pelve variam de 1,8 a 2,0.

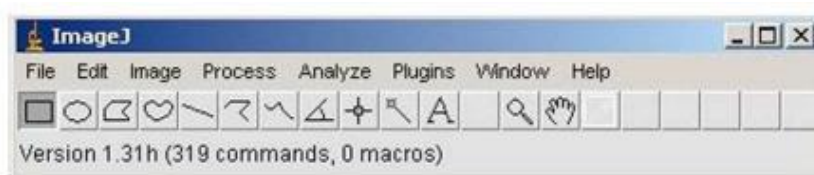
O cuidado na escolha dos parâmetros elétricos para cada exame radiográfico com base no IE característico do sistema digital é uma oportunidade para a otimização de dose, ou ainda, protocolos de técnicas radiográficas bem estabelecidos para controlar a dose no paciente e abordagens operacionais para melhorar a qualidade da imagem, são ferramentas importantes no processo de otimização e gerenciamento de dose no paciente (ICRP, 2004; SEERAM et al., 2016).

## 2.11 Avaliação da qualidade de Imagem

ImageJ é um programa de processamento de imagem em linguagem Java, gratuito e de código aberto, desenvolvido por Wayne Rasband nos Institutos Nacionais de Saúde (NIH). O objetivo do programa ImageJ é o processamento de imagens usadas em pesquisas, inclusive médicas. O software tem uma ênfase particular na análise estatística e incorpora um número de ferramentas para medir imagens, podendo ler e escrever uma grande variedade de formatos de arquivos de imagem, incluindo TIFF (não comprimido), GIF, JPEG, BMP, PGM e FITS. O programa também pode ler e escrever dados brutos (o utilizador deve conhecer o tamanho e tipo de dados de imagem).

A barra de ferramentas do ImageJ fornece ferramentas para seleccionar áreas regulares e irregulares (chamadas Regiões de Interesse ou ROIs) numa imagem. Vários tipos de seleções, tais como retângulos, círculos, poligonal, e uma "varinha de condão" estão disponíveis, conforme mostra a Figura 17.

Figura 17 - Barra de ferramentas do programa ImageJ como aparece na plataforma do Windows



Fonte: WAYNE (2021).

O programa ImageJ pode contribuir para avaliar a qualidade das imagens por meio de ROIs definidos na radiografia para quantificar o sinal e o ruído presente.

As seleções podem ser medidas, filtradas, preenchidas ou desenhadas. Os dados podem ser projetados ou plotados ao longo de qualquer eixo e o utilizador é dado a opção do "tipo de projeção", que inclui opções como "Média", "Máxima" e "Mediana".

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Equipamentos

O estudo foi conduzido no Setor de Radiologia de um Pronto Atendimento Municipal (PAM) da rede pública do Estado do Rio Grande do Sul. Na Tabela 8, estão relacionados o equipamento, marca e modelo usados na pesquisa.

Tabela 8 - Descritivo dos equipamentos usados na pesquisa

<b>Equipamentos</b>	<b>Marca</b>	<b>Modelo</b>
Radiográfico	LOTUS	HF/630
Detector de radiação	UNFORS	Xi R/F
Sistema de radiologia computadorizada (RC)	Agfa Healthcare	CR 30-X
Placa de Imagem (PI)(35X43)	Agfa Healthcare	-
Software	ImageJ	Ver. 1.8.0_112
Software	PCXMC	ver. 2.0

Fonte: do Autor (2021).

O equipamento radiográfico, apresentado na Figura 18, opera em uma faixa de tensão entre 40 e 150 kVp com corrente que varia de 100 a 680 mA, operado com gerador de alta frequência (Lotus Healthcare, Brasil). O ponto focal grosso (1,2 mm<sup>2</sup>) foi escolhido por ser o adequado para exames de pelve.

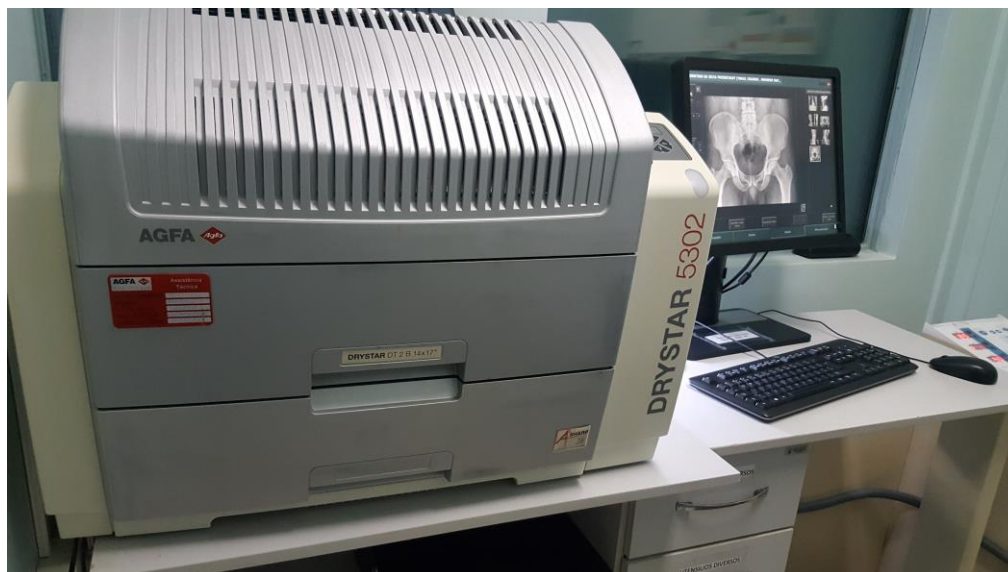
Figura 18 - Equipamento radiográfico instalado na sala 1 do PAM



Fonte: do Autor (2021).

Para capturar as imagens digitais, utilizou-se um sistema de radiologia computadorizada (RC), composto de um cassete 35 cm x 43 cm, placa de imagem (PI) com resolução espacial de 10 pixels / mm e uma escala de resolução de 16 bits / pixel. As imagens foram visualizadas no monitor da estação de trabalho do próprio sistema (AGFA Healthcare, Bélgica), como mostrado na Figura 19.

Figura 19 - Sistema RC para digitalização das imagens



A esquerda a impressora dos filmes da RC e a direita estação de trabalho para cadastro, identificação e edição das imagens, no monitor apresenta uma imagem ântero-posterior (AP) da pelve.

Fonte: do Autor (2021).

As medidas do feixe de radiação,  $K_{AR}$ , foram realizadas com detector tipo estado sólido da marca UNFORS Xi R/F (Unfors Equipments, Billdal, Suécia) (Figura 20), calibrado em laboratório de referência.

Figura 20 - Sistema de detecção de radiação (A) e conjunto de leitor e cabo (B)



A: Dois sensores de estado sólido no detector Unfors Xi R/F estão posicionados a 7 mm abaixo da superfície do mesmo sendo a posição marcada com um desenho de retângulo.

Fonte: do Autor (2021).



### 3.2 Objeto simulador

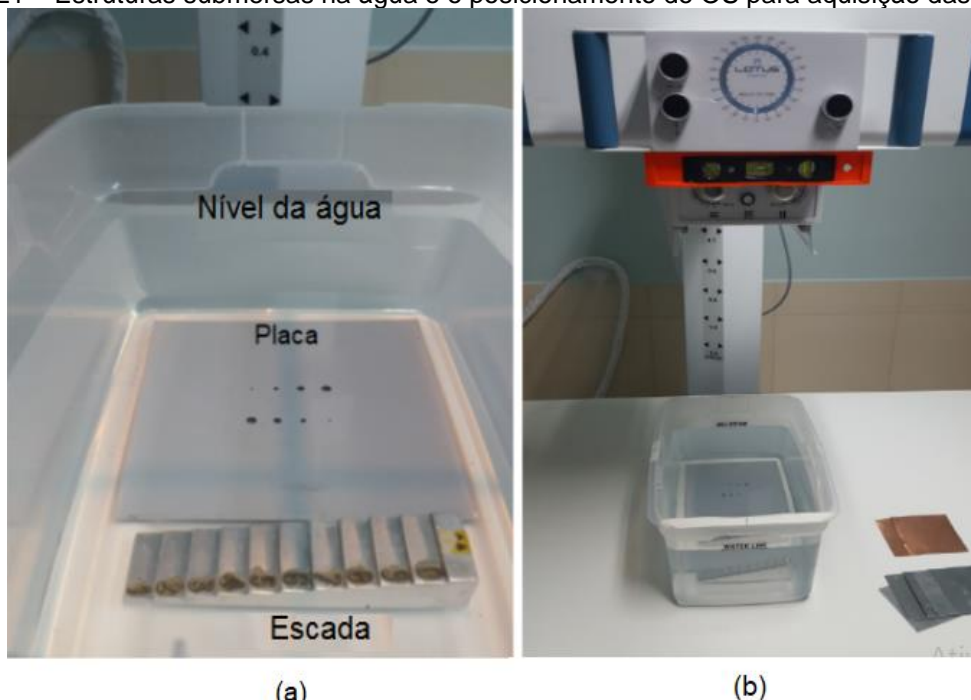
Utilizou-se um objeto simulador (OS) constituído por uma caixa plástica de 39 x 26 x 22 cm<sup>3</sup> (comprimento, largura e altura respectivamente), usada para controle de qualidade no equipamento de densitometria óssea (DO). A caixa foi preenchida com água até a altura de 15 cm, sem tampa, com acesso direto através da superfície da água. Para avaliar a QI e simular tecidos anatômicos, foram incluídas estruturas para produzir contraste na imagem radiográfica. As estruturas foram:

- Uma escada degrau de Al com 10 degraus de espessuras de 5,5; 8,7; 11,7; 14,7; 17,7; 20,6; 23,9; 26,6; 29,6 e 32,6 mm; e
- Uma placa de Al de 0,8 mm de espessura com 8 orifícios com diâmetros de 6,0 mm, 4,5 mm, 3,0 mm e 1,5 mm, da marca MRA, modelo CQ-07, N/S 08-145.

Os objetos que compõem o objeto simulador (escada degrau e placa de alumínio) foram validados a partir de estudo de Weis (2011).

Conforme mostrado na Figura 21, estes dispositivos possibilitam mensurar e comparar as imagens adquiridas.

Figura 21 – Estruturas submersas na água e o posicionamento do OS para aquisição das imagens



A Figura 21.a mostra o tamanho de campo luminoso de 35 cm X 43 cm equivalente ao tamanho do receptor de imagem (RI) e o OS foi centralizado com o raio central para o feixe de raios X. A Figura 21.b mostra aquisição da imagem de referência sem filtração adicional, no detalhe os filtros usados na pesquisa, 5 lâminas de Al e duas de cobre.

Fonte: do Autor (2021).

### 3.3 Os filtros

Os filtros utilizados para o estudo eram os disponíveis no serviço (identifica-se os mesmos na Figura 21b.) e também com os valores compatíveis ao que se encontra na literatura. Para verificar a influência da filtração, um conjunto de 7 filtros foram utilizados, dispostos na seguinte combinação (Tabela 9). Foram usadas 5 placas de alumínio de 10 x 10 cm<sup>2</sup> com 0,5 mm de espessura e 2 placas de cobre de 10 x 10 cm<sup>2</sup> com 0,29 mm de espessura inseridas na caixa de colimação do equipamento radiográfico. Para cada conjunto de placas foi definido o Índice de Filtração (IF). A denominação IF1 representa o feixe original, sem filtração, apenas com a filtração total do cabeçote, de 2,75 mmAl conforme obtida durante os testes de controle de qualidade.

Tabela 9 - Identificação do IF, quantidade de placas e espessura final do material adicionado

IF	Placas	Espessura final
1	-	Sem Filtração Adicional
2	1 x Al	+0,5 mmAl
3	2 x Al	+1,0 mmAl
4	3 x Al	+1,5 mmAl
5	4 x Al	+2,0 mmAl
6	5 x Al	+2,5 mmAl
7	1 x Cu	+0,29 mmCu
8	1 x Cu + 1 x Al	+0,29 mmCu + 0,5 mmAl
9	1 x Cu + 2 x Al	+0,29 mmCu + 1,0 mmAl
10	1 x Cu + 3 x Al	+0,29 mmCu + 1,5 mmAl
11	1 x Cu + 4 x Al	+0,29 mmCu + 2,0 mmAl
12	1 x Cu + 5 x Al	+0,29 mmCu + 2,5 mmAl
13	2 x Cu	+0,58 mmCu

Fonte: do Autor (2021).

### 3.4 Metodologia

A pesquisa foi realizada em 5 etapas:

- 1 - Controle de qualidade (CQ) do equipamento radiográfico;
- 2 - Aquisição das imagens usando objeto simulador;
- 3 - Dosimetria;
- 4 - Avaliação da qualidade das imagens e
- 5 - Análise dos dados.

### 3.4.1 Controle de qualidade do equipamento radiográfico

Anteriormente à aquisição das imagens, foram realizados todos os testes de controle de qualidade no equipamento radiográfico, e no sistema de detecção utilizado, os quais apresentaram desempenho em conformidade com a legislação vigente (BRASIL, 2019).

A fim de garantir a confiabilidade da pesquisa, o equipamento radiográfico foi avaliado segundo RDC N° 330 (2019), os seguintes testes foram aplicados:

- a) exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo;
- b) exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição;
- c) reprodutibilidade e linearidade da taxa de  $K_{AR}$ ;
- d) camada semi-redutora (CSR) e;
- e) rendimento do tubo de raios X.

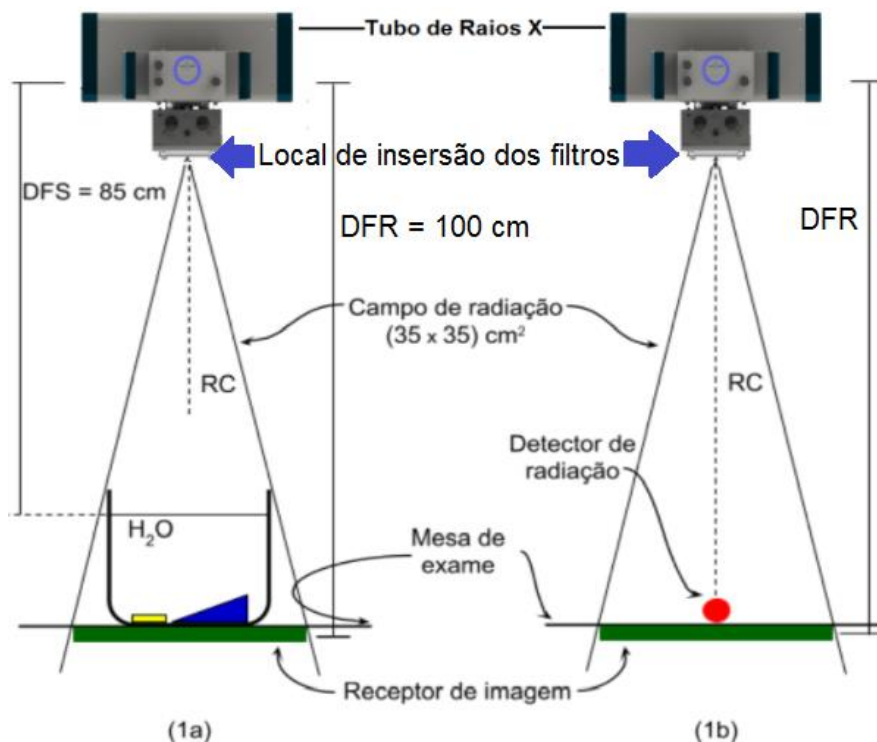
A sensibilidade e homogeneidade da resposta da placa de imagem (PI), usada na pesquisa para aquisição de todas as imagens do objeto simulador, bem como a calibração do Indicador de exposição foi avaliada conforme RDC 330/2019 (BRASIL, 2019).

A metodologia empregada está descrita no Anexo A – Protocolos de Controle de Qualidade.

### 3.4.2 Aquisição das imagens e medida de dose

A Figura 22 ilustra as configurações de exposição experimental divididas em dois grupos representando a aquisição das imagens e a medida da radiação. A Figura (22a) ilustra o posicionamento do objeto simulador (OS) centralizado com o respectivo campo luminoso de  $(35 \times 43) \text{ cm}^2$  equivalente ao tamanho do receptor de imagem (RI).

Figura 22 - A geometria de exposição para aquisição de imagens do OS e medida de dose de radiação



A Figura (22a) ilustra a geometria de irradiação com objeto simulador para obtenção de imagem, onde DFS é a distância fonte superfície da água, DFR é a distância fonte-receptor de imagem e RC é o raio central do campo luminoso do colimador. Os objetos são placas de Al (amarela) e escada degrau (azul). Figura (22b) ilustra a geometria de irradiação para obtenção de dose. O detector está em vermelho.

Fonte: do Autor (2021).

Neste estudo optou-se por manter constante os fatores de exposição, padrão do serviço para os exames de pelve (para um indivíduo com característica biométrica típica de adulto, com peso entre 60 e 75 kg e altura entre 1,60 e 1,75 m) durante aquisição das imagens e medidas de dose, como mostra a Figura 23.

Figura 23 - Painel de comando do equipamento radiográfico indicando a técnica padrão



Os valores mostrados no visor (200,32.00 e 70.0) representam respectivamente a corrente elétrica (mA), o produto da corrente pelo tempo (mAs) e o pico de tensão (kVp).

Fonte: do Autor (2021).

#### 3.4.2.1 Aquisição das Imagens do objeto simulador

Conforme montagem apresentada na Figura (22a), foram expostos duas vezes o OS e obtidas 2 imagens para cada filtração (IF). Na Figura 24, mostra o posicionamento das estruturas submersas dentro da caixa plástica e o OS sobre a mesa de exames em relação ao tubo de raios X. Gerou-se, um total de 26 imagens do OS, sendo estas identificadas no quadrante inferior esquerdo da mesma, como mostrado na Figura 25.

Figura 24 - Posicionamento dos dispositivos que compõem o objeto simulador para aquisição das imagens

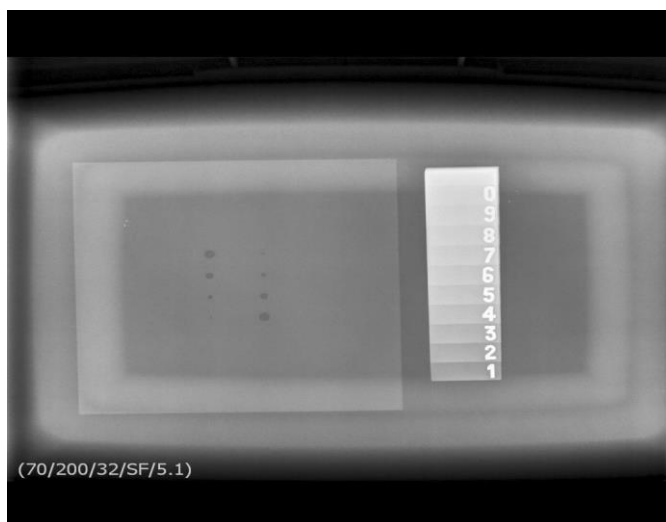


(a)

(b)

Fonte: do Autor (2021).

Figura 25 - Imagem radiográfica de referência do OS



Os valores (70/200/32/SF/5.1) são respectivamente o pico de tensão (kV), a corrente elétrica (mA), produto da corrente-tempo (mA.s), sem filtração (SF) e o valor de desvio do índice de exposição.

Fonte: do Autor (2021).

#### 3.4.2.2 Avaliação da dose

Para a medida da radiação, foi necessário posicionar e alinhar o sistema de detecção da radiação com a cúpula acima da mesa a um metro de distância, o objeto simulador foi removido durante a medida, como mostrado na Figura (22b). Foram realizadas um total de 52 exposições, para cada grupo de quatro medidas do  $K_{AR}$  em cada IF, foi calculado o valor médio e o desvio padrão (DP) para reduzir o erro aleatório.

Figura 26 - Sensor do detector posicionado em cima da mesa de exames para leituras de KERMA



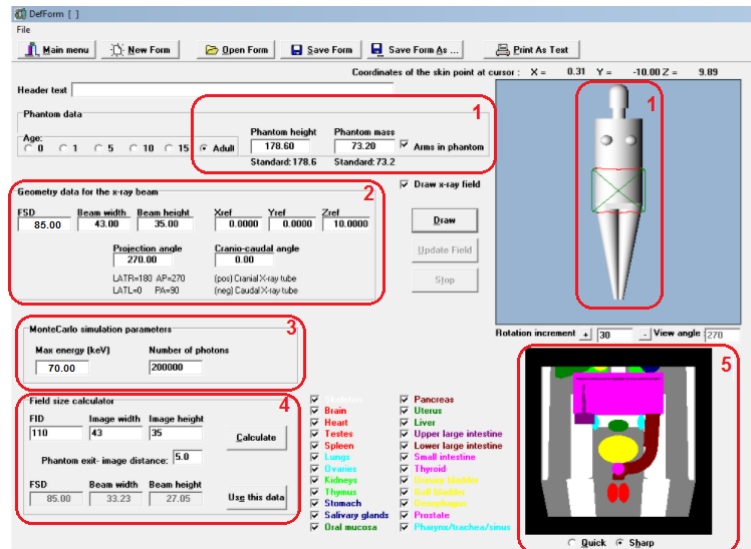
Fonte: do Autor (2021).

A partir do valor médio do  $K_{AR}$  foi possível a obtenção do valor do INAK calculado pela equação 5 representando a dose na superfície anterior do paciente sem a contribuição da radiação espalhada.

#### 3.4.2.2 Dose média absorvida ( $D$ ) e dose efetiva ( $DE$ )

A avaliação da dose média absorvida ( $D$ ) nos órgãos internos (medula óssea, ovários, testículos e bexiga) e dose efetiva ( $E$ ) do exame de pelve foram simuladas no programa computacional PCXMC 2.0 que usa o método Monte Carlo para cálculo. A partir da inserção dos dados de tensão (70 kV), ângulo do ânodo ( $12,5^\circ$ ) e CSR total do equipamento (2,75 mmAl) foi estimado a dose para os principais órgãos da região da pelve e a  $DE$  para cada IF. As placas utilizadas como filtro são inseridas como filtração adicional ao PCXMC, bem como o respectivo INAK calculado para ajuste na dose calculada pelo programa.

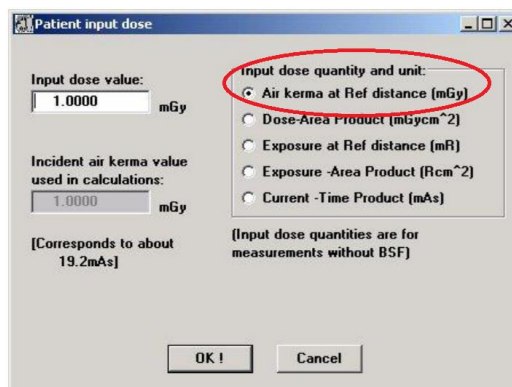
Figura 27 - Formulário de entrada de dados de exame radiográfico no programa PCXMC 2.0



Os retângulos vermelhos mostram as especificações particulares para simulação no programa PCXMC 2.0 (1): idade e forma do fantoma correspondente e tamanho de campo que aparece indicada na região do paciente, no caso a região da pelve (2): A geometria para aquisição das imagens (3): Energia máxima do feixe (keV) e número de fótons, são os parâmetros para simulação (4): Também pode-se especificar o tamanho do campo na entrada do paciente, a largura e altura do feixe de raios X são especificadas à distância da referência, a calculadora do tamanho do campo ajuda a encontrar o tamanho do feixe de raios X no ponto de referência se for conhecido à distância do receptor de imagem (FID) (5): representa os órgãos internos da região da pelve, incluídos no campo de radiação conforme a geometria em estudo.

Fonte: do Autor (2021).

Figura 28 - Entrada de dados referente às leituras de dose referente ao exame no programa PCXMC 2.0

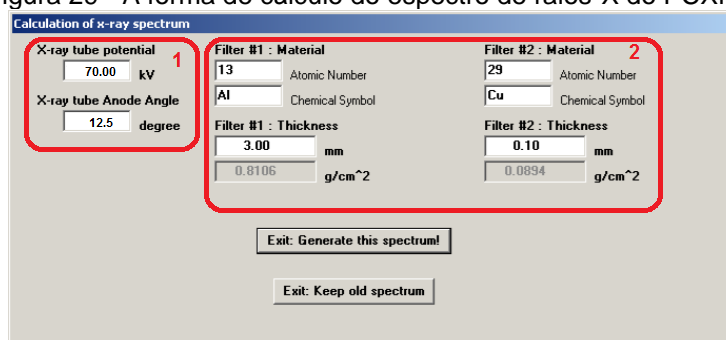


A elipse refere-se ao valor calculado de INAK, indica a escolha em termos de KERMA ou exposição na distância fonte receptor de imagem (DFR).

Fonte: do Autor (2021).



Figura 29 - A forma de cálculo do espectro de raios-X do PCXMC



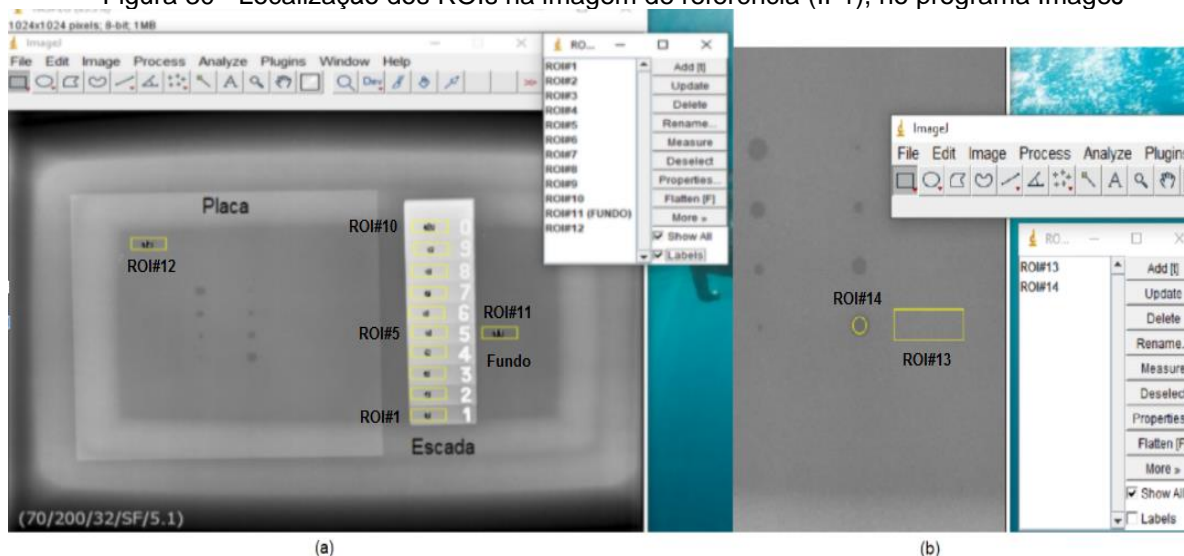
Os dados para a energia de raios X deve ser indicada para mudança no espectro [especificado pela voltagem do tubo de raios X (kV), ângulo do anodo e filtração total] são mostrados indicados pelo programa. Se esses dados correspondem ao espectro que o usuário deseja usar, o usuário pode prosseguir diretamente para o cálculo da dose. Se o espectro precisa ser alterado, clique no botão "Alterar espectro de raios X" e definir (1): a voltagem do tubo de raios x e ângulo alvo (2): pode-se escolher até dois tipos de material e espessura física de cada, levando-se em consideração a filtração do tubo medida no teste de CSR para energia em estudo, assim obtêm-se filtração total para estimar a dose média nos órgãos internos e dose efetiva no paciente.

Fonte: do Autor (2021).

### 3.5 Qualidade da Imagem

A qualidade das imagens foi avaliada por meio de software de domínio público, *ImageJ* (WAYNE, 2021). A Figura (21a) identifica a localização de cada ROI, com as ROIs de #1 a #10 representando os degraus da escada de alumínio, o ROI#11 representando o fundo de imagem, o ROI#12 referente a placa. Na Figura (21b) no detalhe da imagem da placa, o ROI#13 paralelo ao furo e o ROI#14 que engloba parte do furo de 6,0 mm da placa lisa.

Figura 30 - Localização dos ROIs na imagem de referência (IF1), no programa ImageJ



Na Figura 21.a) mostra a radiografia do OS. A Figura 21. b) ampliação da região da placa estão o ROI#13 e ROI#14 que engloba parte do furo de 6mm.

Fonte: do Autor (2021).

Todas as imagens foram adquiridas utilizando o mesmo cassete 35 cm x 43 cm colocado no bucky de mesa, evitando variações na aquisição da imagem latente, usado o sistema RC processado pela leitora de cassete, modelo CR 30-X. Todos os ROIs retangulares são de mesma área (1 254 mm<sup>2</sup>), com exceção do ROI#14 (125 mm<sup>2</sup>) que engloba parte do furo de 6 mm da placa. Devido ao processo de aquisição das imagens com o mesmo cassete, e reinserção na gaveta a cada nova imagem, ocorreram uma pequena diferença de posicionamento, assim as posições dos ROIs no programa *ImageJ* foram reproduzidas da melhor maneira possível.

### 3.5.1 Avaliação do sinal e do ruído

Para cada imagem foi avaliado o valor do sinal (média dos pixels) de cada ROI e o ruído (respectivo desvio padrão) das duas imagens obtidas para cada IF.

### 3.5.2 Avaliação da RSR e RCR

Para se ter uma melhor análise da QI, realizou-se o cálculo da RSR e RCR do ROI#5 e ROI#12. Esses ROI foram escolhidos pela diferença de espessura entre eles, para o ROI#5 (17,7 mm) e ROI#12 (0,8 mm) o que simula as diferentes espessuras dos ossos da região da pelve, conforme a equação 11 e equação 12, respectivamente.

### 3.5.3 Avaliação do Contraste radiográfico

Para avaliar o contraste da escada, foi definido como a diferença de sinal entre os degraus adjacentes da escada tomados dois a dois, ou seja, o valor do sinal do ROI#2 - ROI#1, ROI#3 - ROI#2, até o ROI#10 - ROI#9 para cada IF, conforme metodologia de Weis (2011). Para avaliação do contraste da placa, optou-se pela diferença entre o valor do sinal do ROI#13 e ROI#14.

## 3.6 Análise dos dados

Na quinta etapa, todos os dados foram inseridos no Excel 2007 (Microsoft Corp, Washington, EUA), a fim de facilitar a análise descritiva.

Por não existirem valores de referência para definir os limites dos descritores de QI, considerou-se os valores “de referência” aqueles medidos nas imagens de referência, adquirida com a técnica padrão usada no serviço e sem filtração (IF1).

Optou-se pelo desvio percentual (D%) para comparar as imagens adquiridas em relação à imagem de referência, conforme a equação 14:

$$D(\%) = \left( \frac{\text{novo valor}}{\text{Valor padrão}} \right) - 1 \quad (14)$$

### 3.7 Otimização: Figura de Mérito

A fim de verificar o quanto de perda de qualidade implica em redução de dose, uma Figura de Mérito (FM) foi desenvolvida. A FM quantifica a relação entre a QI, aqui tomada como RCR, e a dose efetiva, e é aplicado a fim de ajudar a verificar a influência do filtro ao se considerar os dois parâmetros simultaneamente, conforme a Equação 15:

$$FM = \frac{RCR}{\text{Dose Efetiva (E)}} \quad (15)$$

em que a FM pode se relacionar com a RCR (QI) e a dose efetiva (estimativa da dose de radiação).

## 4 RESULTADOS

Os resultados deste estudo são apresentados em forma de um artigo:

### **Avaliação da influência no uso de filtração adicional em exames radiográficos de pelve por meio de um objeto simulador**

Claus<sup>1,2</sup> V. T.; Soares<sup>1</sup>, Flávio A. P.

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Radiológicas, Campus Florianópolis, Instituto Federal de Santa Catarina, Av. Mauro Ramos, 950, Florianópolis - SC, 88020-300

<sup>2</sup>Serviço de Radiologia do Pronto Atendimento Médico Municipal de Santa Maria - PAM (Av. Jorn. Maurício Sirotsky Sobrinho, 70 - Patronato, Santa Maria- RS, 97020 – 440)  
clausrx@gmail.com

#### **RESUMO**

Neste estudo verificou-se a influência da filtração adicional na qualidade de imagem (QI) e na redução de dose em exames radiográficos de pelve. Para simular as condições clínicas do exame foi utilizado um objeto simulador (OS) preenchido com água contendo submerso uma escada e uma placa lisa, ambos de alumínio. O equipamento radiográfico foi usado para obtenção das imagens do OS e medida de dose de radiação e o sistema de radiologia computadorizada (CR) foi usado para detecção das imagens, foram inseridos filtros de espessura de Alumínio (Al), Cobre (Cu) e composições de Cu e Al na caixa de colimação do equipamento radiográfico, para cada espessura, definiu-se um índice de filtração (IF). As medidas de KERMA no ar ( $K_{AR}$ ) foram obtidas com detector de estado sólido e estimativa de dose média absorvida nos órgãos internos e dose efetiva do paciente foram simuladas em programa computacional com método Monte Carlo. Utilizando um software analisador automático de domínio público a qualidade das imagens foram avaliadas a partir de regiões de interesse (ROI) definidas na imagem e quantificada pelo sinal e ruído, com os resultados obtidos calculou-se a relação sinal-ruído (RSR), relação contraste-ruído (RCR). Optou-se pelo desvio percentual para comparar as imagens adquiridas com filtração em relação à imagem de referência adquirida sem filtração. A fim de encontrar o IF ótimo ao considerar ambas as doses de radiação e QI, uma Figura de mérito (FM) foi desenvolvida. Verificou-se pela FM que mantendo fixo os fatores elétricos do tubo de raios X (70 kVp e 32 mAs) pode-se otimizar o exame radiográfico de pelve pelo uso de filtração adicional, dependendo dos critérios de QI diagnóstico estabelecidos no serviço. Assim, de acordo com os resultados obtidos pode-se afirmar que o uso de filtração adicional de 2,5 mmAl foi a melhor relação custo benefício, ou seja, dose versus QI para o exame de pelve, foi reduzido a  $K_{AR}$  em 49,8% (1,64 para 0,82) mGy no paciente, 41,5% (1,982 para 1,160) mGy nos testículos, 35,5% (1,296 para 0,836) mGy na bexiga, 30,4% (0,543 para 0,378) mGy nos ovários, 29,7% (0,091 para 0,064) mGy na medula óssea e 35,3% (0,255 para 0,165) mSv a dose efetiva total do exame com QI equivalente.

**Descritores:** Raios X, Filtração, Radiografia Digital, Segurança do Paciente, Dose de Radiação.

#### **ABSTRACT**

In this study, the influence of additional filtration on image quality (IQ) and dose reduction in radiographic examinations of the pelvis was verified. To simulate the clinical conditions of the exam, a phantom object (OS) filled with water containing a ladder and a smooth plate, both made of aluminum, was used. The radiographic equipment was used to obtain the OS images and radiation dose measurement and the computerized radiology (CR) system was used to detect the images. of Cu and Al in the collimation box of the radiographic equipment, for each thickness, a filtration index (IF) was defined. The measurements of KERMA in the air ( $K_{AR}$ ) were obtained with a solid state detector and the estimation of the mean absorbed dose in Organs internal organs and the patient's effective dose were simulated in a computer program with the Monte Carlo method. Using a public domain automatic analyzer software, the quality of the images was evaluated from regions of interest (ROI) defined in the image and quantified by the signal and noise. contrast-to-noise (RCR). The percentage deviation was chosen to compare the images acquired with filtration in relation to the reference image acquired without filtration. In order to find the optimal IF when considering both radiation doses and IQ, a Figure of Merit (FM) was developed. It was

verified by the FM that keeping the electrical factors of the X-ray tube fixed (70 kVp and 32 mAs) it is possible to optimize the radiographic examination of the pelvis by using additional filtration, depending on the diagnostic IQ criteria established in the service. Thus, according to the results obtained, it can be stated that the use of additional filtration of 2.5 mmAl was the best cost-benefit ratio, that is, dose versus IQ for the pelvic examination, the KAR was reduced by 49.8 % (1.64 to 0.82) mGy in the patient, 41.5% (1.982 to 1.160) mGy in the testes, 35.5% (1.296 to 0.836) mGy in the bladder, 30.4% (0.543 to 0.378) mGy in the ovaries, 29.7% (0.091 to 0.064) mGy in the bone marrow and 35.3% (0.255 to 0.165) mSv the total effective dose of the exam with equivalent IQ.

**Keywords:** X-rays, Filtration, Digital Radiography, Patient Safety, Radiation Dose.

## INTRODUÇÃO

A radiografia de pelve é um dos exames mais frequentemente solicitados pelos cirurgiões ortopédicos para os pacientes vítimas de trauma ou acidente de trânsito. Essa região abriga grande parte da medula óssea (40%) e as gônadas (100%), que são altamente radiosensíveis (CHAN; FUNG, 2015). Recentemente, Alzyoud et al. (2019), e Hamid (2020), relataram em seus estudos que o exame radiográfico de pelve representa o segundo que mais contribui com a dose de radiação para o paciente.

Tradicionalmente, o uso de filtração adicional está associado à diminuição do contraste radiográfico e da qualidade de imagem (QI). Embora, em SD não existe uma relação fixa entre a dose de radiação e a densidade óptica resultante na imagem como no sistema tela-filme, assim, o contraste radiográfico é otimizado por recursos de pós-processamento de imagem (BARBA; CULP, 2015; JANG et al., 2018; PEACOCK; STEWARD; RILEY, 2020).

O parâmetro utilizado como variável neste estudo é a relação entre dose de radiação e QI, ou seja, o aumento da filtração do feixe resulta em redução de dose e alteração da QI padrão. Durante a aquisição das imagens do objeto simulador (OS) e medida de dose de radiação, manteve-se constante os fatores de exposição com a técnica padrão usada no serviço para os exames de pelve, além da troca de placas de espessuras variadas de Al e Cu foram realizadas.

As medições das doses de radiação são baseadas nas leituras de KERMA no ar ( $K_{AR}$ ), ou seja, a energia depositada no detector de radiação devido a interação do feixe primário de raios X a 1 metro da fonte. Esta grandeza é ajustada à distância entre o foco de raios X e a superfície do paciente para estimar o KERMA no ar incidente (do inglês measure INcident Air KERMA - INAK), sem a contribuição da radiação espalhada (METAXAS et al., 2019).

Estimar a dose média absorvida (D) dos órgãos internos e dose efetiva (E) de um exame radiográfico é experimentalmente difícil, entretanto, o programa PCXMC 2.0 (STUK, 2021) é reconhecido como um bom método para estimativa de dose em órgãos internos, por exemplo, dose nas gônadas (DG) e dose na medula óssea (DMO) e E do paciente (ALZYOUD et al., 2019).

A qualidade das imagens foi avaliada por meio de software de domínio público, ImageJ (WAYNE, 2021), para determinar entre as regiões de interesse (do inglês - regions of interest - ROI) o sinal e o ruído. Com os resultados obtidos calculou-se a relação sinal-ruído (RSR) e relação contraste-ruído (RCR). Estes descritores de QI foram usados com sucesso como medida de QI em vários estudos de otimização (TAVARES, 2013; BARBA; CULP, 2015; TOMPE; SARGAR, 2020).

Este estudo tem como objetivo avaliar a influência da filtração adicional na QI e na redução de dose em exames radiográficos de pelve. Por fim, uma relação entre dose de radiação e QI será apresentada.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

### **Equipamentos**

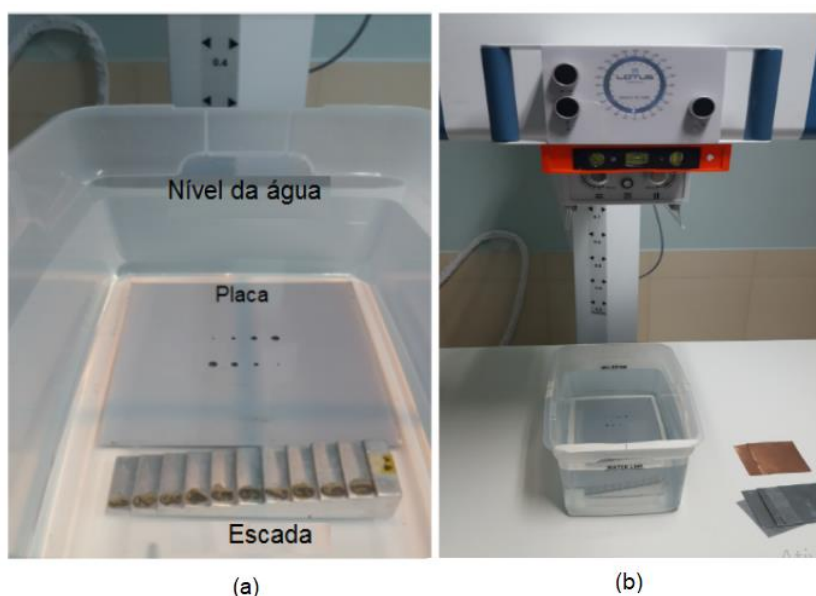
Neste estudo foi utilizado um equipamento radiográfico da marca LOTUS, modelo HF630, operado com gerador de alta frequência (Lotus Healthcare, Brasil). O ponto focal grosso (1,2 mm<sup>2</sup>) foi escolhido por ser o adequado para exames de pelve. As imagens foram obtidas com uma grade de relação 10:1 (52 linhas/cm) e a distância fonte receptor de imagem (DFR) de 1 metro na gaveta do cassete. Para capturar as imagens digitais, utilizou-se um sistema de radiologia computadorizada (CR) da marca Agfa, composto de um cassete 35 cm x 43 cm, placa de imagem (PI) com resolução espacial de 10 pixels / mm e uma escala de resolução de 16 bits / pixel. As imagens foram visualizadas no monitor da estação de trabalho do próprio sistema (AGFA Healthcare, Bélgica). As medidas do feixe de radiação,  $K_{AR}$ , foram realizadas com detector tipo estado sólido da marca UNFORS Xi R/F (Unfors Equipments, Billdal, Suécia) calibrado em laboratório de referência.

### **Objeto Simulador**

Utilizou-se um objeto simulador (OS) constituído por uma caixa plástica de 39 x 26 x 22 cm<sup>3</sup> (comprimento, largura e altura respectivamente), usada para controle

de qualidade no equipamento de densitometria óssea (DO). A caixa foi preenchida com água até a altura de 15 cm, sem tampa, com acesso direto através da superfície da água. Para avaliar a QI e simular tecidos anatômicos, foram incluídas estruturas para produzir contraste na imagem radiográfica. As estruturas foram uma escada degrau de alumínio (Al) de 10 degraus com espessuras de 5,5; 8,7; 11,7; 14,7; 17,7; 20,6; 23,9; 26,6; 29,6 e 32,6 mm; e uma placa de Al de 0,8 mm de espessura com 8 orifícios em 2 conjuntos de 6,0 mm, 4,5 mm, 3,0 mm e 1,5 mm de diâmetro, da marca MRA, modelo CQ-07, N/S 08-145. A Figura 1 apresenta os dois dispositivos:

Figura 1 - Estruturas submersas na água e o posicionamento do OS para aquisição das imagens



Fonte: do Autor (2021). A Figura (1a) mostra o tamanho de campo luminoso de 35 cm x 43 cm equivalente ao tamanho do receptor de imagem (RI) e o OS foi centralizado com o raio central para o feixe de raios X. A Figura (1b) mostra aquisição da imagem de referência sem filtração adicional, no detalhe os filtros usados na pesquisa, cinco lâminas de Al e duas de cobre.

## Filtros

Para verificar a influência da filtração, um conjunto de 7 filtros foram utilizados, dispostos na seguinte combinação (Tabela 1). Foram usadas 5 placas de alumínio de 10 x 10 cm<sup>2</sup> com 0,5 mm de espessura e 2 placas de cobre de 10 x 10 cm<sup>2</sup> com 0,29 mm de espessura inseridas na caixa de colimação do equipamento radiográfico. Para cada conjunto de placas foi definido o Índice de Filtração (IF). A denominação IF1 representa o feixe original, sem filtração, apenas com a filtração total do cabeçote, de 2,75 mmAl conforme obtida durante os testes de controle de qualidade.

Tabela 1 - Identificação do IF, quantidade de placas e espessura final do material adicionado

IF	Placas	Espessura final
1	-	Sem Filtração Adicional
2	1 x Al	+0,5 mmAl
3	2 x Al	+1,0 mmAl
4	3 x Al	+1,5 mmAl
5	4 x Al	+2,0 mmAl
6	5 x Al	+2,5 mmAl
7	1 x Cu	+0,29 mmCu
8	1 x Cu + 1 x Al	+0,29 mmCu + 0,5 mmAl
9	1 x Cu + 2 x Al	+0,29 mmCu + 1,0 mmAl
10	1 x Cu + 3 x Al	+0,29 mmCu + 1,5 mmAl
11	1 x Cu + 4 x Al	+0,29 mmCu + 2,0 mmAl
12	1 x Cu + 5 x Al	+0,29 mmCu + 2,5 mmAl
13	2 x Cu	+0,58 mmCu

Fonte: do Autor (2021).

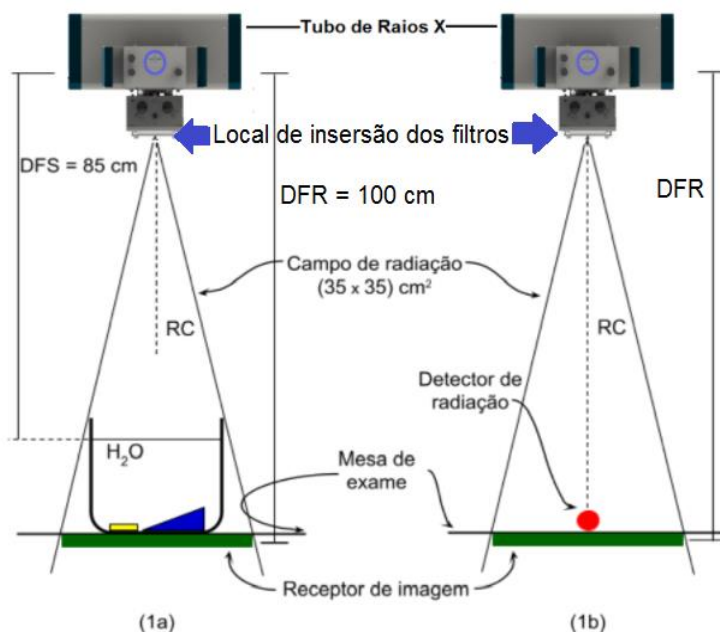
## Metodologia

Inicialmente, foram realizados todos os testes de controle de qualidade (CQ) do equipamento radiográfico e do sistema de CR conforme a legislação vigente (BRASIL, 2019). O equipamento radiográfico foi usado para obtenção das imagens do OS e medida de dose de radiação e o sistema de CR foi usado para detecção das imagens.

A Figura 2 ilustra as configurações de irradiações representando a aquisição das imagens e a medida do feixe de radiação.



Figura 2 - Geometria de exposição para aquisição de imagens do OS e medida de dose de radiação



Fonte: do Autor (2021). Figura 2. a) Geometria de irradiação com OS, onde DSF é a distância fonte superfície da água, DFR é a distância fonte receptor de imagem e RC é o raio central. Os objetos são placas de Al (amarela) e escada degrau (azul). b) Geometria de irradiação para obtenção de dose. O detector está em vermelho.

### Aquisição das imagens

Conforme montagem apresentada na Figura (2a), foram expostos duas vezes o OS e obtidas 2 imagens para cada filtração (IF) com a técnica padrão do serviço (70 kVp, 200 mA e 32 mAs) para os exames de pelve. Gerou-se um total de 26 imagens do OS, sendo estas identificadas no quadrante inferior esquerdo das mesmas.

### Avaliação da dose

Para avaliação do KERMA, foram realizadas um total de 52 exposições, em grupos de quatro medidas do  $K_{AR}$  para cada IF, e calculado o valor médio e o desvio padrão (DP) do grupo para reduzir o erro aleatório. A partir do valor calculado do  $K_{AR}$  foi possível a obtenção do valor do KERMA no ar incidente (do inglês Incident Air Kerma - INAK) a 1 m. Para qualquer distância, pode-se obter o INAK corrigindo-se o valor obtido pelo inverso do quadrado da distância, conforme a equação 1.

$$INAK = K_{AR} \times \left(\frac{DFR}{DFS}\right)^2 \quad (1)$$

onde DFR é a distância foco receptor de imagem (100 cm), e DFS é a distância foco superfície (85 cm), conforme ilustrado na Figura 2(a).

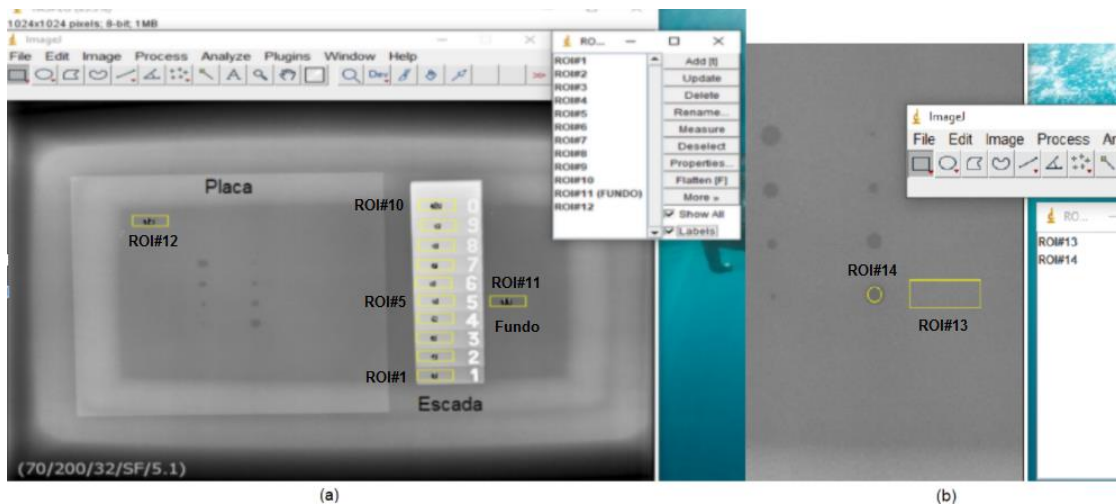
## Dose absorvida e Dose Efetiva (DE)

A avaliação da dose média absorvida (D) nos órgãos internos (medula óssea, ovários, testículos e bexiga) e dose efetiva (E) do exame de pelve foram simuladas no programa computacional PCXMC 2.0 que usa o método Monte Carlo para cálculo. A partir da inserção dos dados de tensão (70 kV), ângulo do ânodo (12,5°) e CSR total do equipamento (2,75 mmAl) foi estimado a dose para os principais órgãos da região da pelve e a DE para cada IF. As placas utilizadas como filtro são inseridas como filtração adicional ao PCXMC, bem como o respectivo INAK calculado para ajuste na dose calculada pelo programa.

## Qualidade de Imagem

A qualidade das imagens foi avaliada por meio de software de domínio público, *ImageJ* (WAYNE, 2021). A Figura (3a) identifica a localização de cada ROI, com as ROIs de #1 a #10 representando os degraus da escada de alumínio, o ROI#11 representando o fundo de imagem, o ROI#12 referente a placa. Na Figura (3b) no detalhe da imagem da placa, o ROI#13 paralelo ao furo e o ROI#14 que engloba parte do furo de 6,0 mm da placa lisa.

Figura 3 - Localização dos ROIs na imagem de referência, sem filtração (IF1), no programa *ImageJ*



Fonte: do Autor (2021). Na Figura 3.a) mostra a radiografia do OS. A Figura 3. b) ampliação da região da placa estão o ROI#13 e ROI#14 que engloba parte do furo de 6mm.

Todas as imagens foram adquiridas utilizando o mesmo cassete 35 cm x 43 cm colocado no bucky de mesa, evitando variações na aquisição da imagem latente,

usado o sistema CR processado pela leitora de cassete, modelo CR 30-X. Todos os ROIs retangulares são de mesma área (1 254 mm<sup>2</sup>), com exceção do ROI#14 (125 mm<sup>2</sup>) que engloba parte do furo de 6 mm da placa.

### **Avaliação do Sinal e do Ruído**

Para cada imagem foi avaliado o valor do sinal (média dos pixels) de cada ROI e o ruído (respectivo desvio padrão) das duas imagens obtidas para cada IF. Para avaliar o contraste da escada, foi definido como a diferença de sinal entre os degraus adjacentes da escada tomados dois a dois, ou seja, o valor do sinal do ROI#2 - ROI#1, ROI#3 - ROI#2, até o ROI#10 - ROI#9 para cada IF, conforme WEIS (2011). Para avaliação do contraste da placa, optou-se pela diferença entre o valor do sinal do ROI#13 e ROI#14.

Para se ter uma melhor análise da QI, realizou-se o cálculo da RSR e RCR do ROI#5 e ROI#12. Esses ROI foram escolhidos pela diferença de espessura entre eles, para o ROI#5 (17,7 mm) e ROI#12 (0,8 mm) o que simula as diferentes espessuras dos ossos da região da pelve, conforme a equação 2 e equação 3, respectivamente.

$$RSR = \frac{\text{Média dos valores de sinal (ROI)}}{\text{Desvio Padrão (ruído)}} \quad (2)$$

$$RCR = \left| \frac{\text{Média dos valores de sinal (Fundo)} - \text{Média dos valores de sinal (ROI)}}{\text{Desvio padrão (Fundo)}} \right| \quad (3)$$

### **Otimização: Figura de Mérito**

A FM quantifica a relação entre a QI, aqui tomada como RCR, e a dose efetiva, e é aplicado a fim de ajudar a verificar a influência do filtro ao se considerar os dois parâmetros simultaneamente, conforme a equação 4:

$$FM = \frac{RCR}{\text{Dose Efetiva (E)}} \quad (4)$$

### **Crerios de seleção**

Por não existirem valores de referêcia para definir os limites dos descritores de QI, considerou-se os valores “de referêcia” aqueles medidos nas imagens de referêcia, adquirida com a técnica padrão usada no serviço e sem filtração (IF1). Optou-se pelo desvio percentual (D%) para comparar as imagens adquiridas em relação à imagem de referêcia, conforme a equação 5:

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

## RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados de constância do equipamento radiográfico mostraram que o erro menor que 6% no pior caso, está abaixo dos 10% aceitos como limite na legislação, o que garante ao mesmo, boa reprodutibilidade. O limite mínimo para a CSR em 80 kVp é de 2,9 mmAl, e como foi encontrado 3,13 mmAl, o equipamento está conforme a legislação (BRASIL, 2019).

### Qualidade do feixe (CSR) e KERMA no Ar ( $K_{AR}$ )

Inicialmente, com a técnica padrão selecionada mediu-se, conforme ilustrado na Figura (2b), os valores de camada semi-redutora (CSR) e  $K_{AR}$ , para cada IF. A Tabela 2, relaciona os valores médios das leituras de CSR (mmAl) e  $K_{AR}$  (mGy), bem como os valores referente ao desvio percentual (D%) da CSR e  $K_{AR}$  em relação ao IF1.

Tabela 3 - Filtração adicionada na saída do tubo e KAR

Filtração adicionada		CSR*		$K_{AR}$ *	
IF	Espessura e material	mmAl	D%	mGy	D%
1	Sem Filtração Adicional	2,75	-	1,64	-
2	+0,5 mmAl	2,89	5,1%	1,40	-14,7%
3	+1,0 mmAl	3,01	9,5%	1,23	-24,8%
4	+1,5 mmAl	3,14	14,2%	1,08	-34,0%
5	+2,0 mmAl	3,35	21,8%	0,96	-41,6%
6	+2,5 mmAl	3,61	31,3%	0,82	-49,8%
7	+0,29 mmCu	4,72	71,6%	0,34	-79,3%
8	+0,29 mmCu + 0,5 mmAl	4,81	74,9%	0,29	-82,3%
9	+0,29 mmCu + 1,0 mmAl	4,92	78,9%	0,27	-83,4%
10	+0,29 mmCu + 1,5 mmAl	4,96	80,4%	0,26	-84,4%
11	+0,29 mmCu + 2,0 mmAl	5,16	87,6%	0,25	-85,0%
12	+0,29 mmCu + 2,5 mmAl	5,32	93,5%	0,22	-86,4%
13	+0,58 mmCu	6,15	123,6%	0,13	-92,1%

Fonte: do Autor (2021). \*O desvio padrão maior, das 4 medidas, foi de 2,2% para o IF7 e os demais ficaram abaixo de 1%.

Os resultados medidos corroboram o que era esperado, que com o aumento da filtração eleva-se a qualidade do feixe (CSR), deixando o feixe mais penetrante e

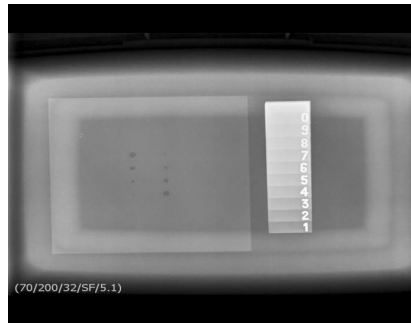
reduzindo a dose ( $K_{AR}$ ). Como esperado, à medida que foram sendo adicionadas placas de Al, observou-se uma redução lenta no valor de  $K_{AR}$  em função da espessura adicional, até um máximo de 2,5 mmAl correspondente ao IF6 (49,8%). Entretanto para IF7, com a introdução do cobre (0,29 mmCu), nota-se uma redução abrupta de  $K_{AR}$  (79,3%) devido à mudança do material. Esse comportamento se deve às diferenças de densidade e do coeficiente de absorção de energia entre os materiais. Essa situação é esperada, pois o cobre é 3x mais denso que o alumínio, além de possuir uma massa atômica 2x maior, o que proporciona uma probabilidade de interação muito maior com os fótons. Para os índices IF 8, 9, 10, 11 e 12, as reduções foram de 82,3%, 83,4%, 84,4%, 85,0% e 86,4%, respectivamente. Uma segunda redução significativa de  $K_{AR}$  é obtida para IF13 (92,1%) correspondendo a inserção de uma nova placa de Cu (+0,58 mmCu) no lugar das placas de Al.

Verifica-se que uma lâmina de cobre é mais eficiente que várias lâminas de alumínio, e que a colocação de lâminas de alumínio em conjunto com a lâmina de cobre, causa um efeito pequeno, principalmente após a inserção da placa de Cu (no máximo 2% de redução para 0,5 mm Al).

Na Figura 4, estão apresentadas as 13 radiografias para cada IF do OS. Nota-se que, visualmente, a influência da filtração para esse tipo de OS na QI é muito pequena. No geral, nota-se pouca diferença entre os degraus da escada e entre os furos na placa de imagens obtidas com dose de 1,64 mGy (sem filtração) até uma dose mínima de 0,13 mGy (filtração máxima). Esta análise mostra que a melhoria da acurácia diagnóstica através da exposição excessiva pode não ser a melhor estratégia, pois a melhoria na visualização de estruturas anatômicas de interesse pode não ser conseguida apenas com mais doses.

Figura 4 - Imagem de referência e imagens obtidas para cada IF

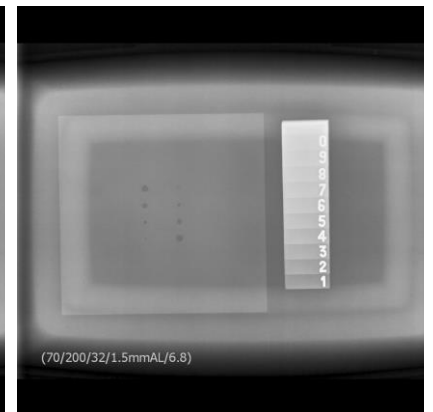
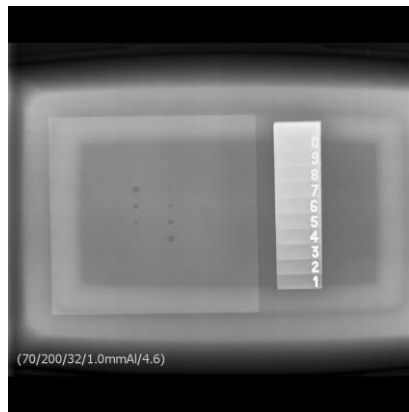
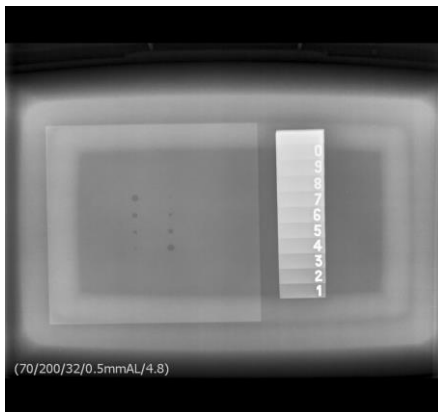
Imagem de referência IF1 (sem filtração adicional)



IF2 (+0,5 mmAl)

IF3 (+1,0 mmAl)

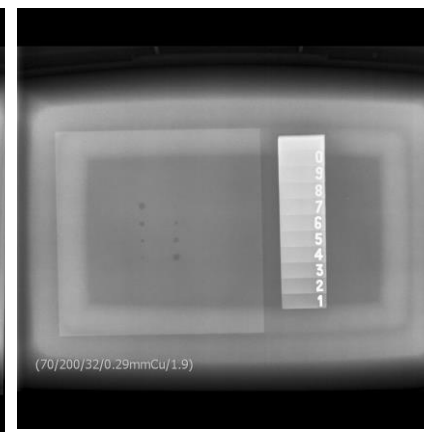
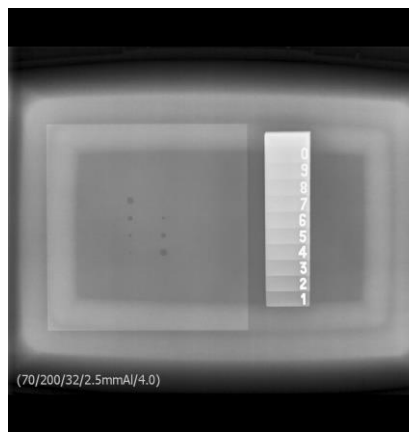
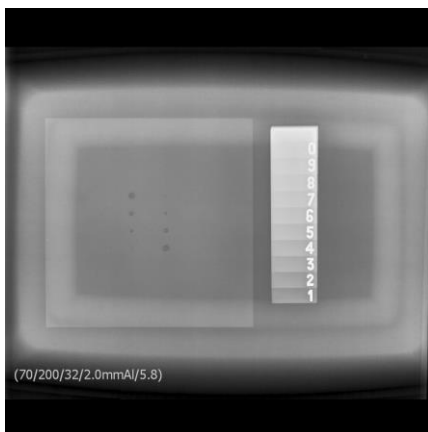
IF4 (+1,5 mmAl)



IF5 (+2,0 mmAl)

IF6 (+2,5 mmAl)

IF7 (+0,29 mmCu)



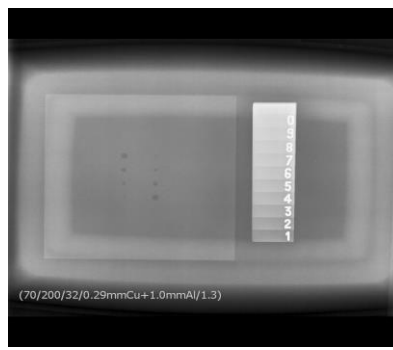
IF8 (+0,29 mmCu + 0,5 mmAl)

IF9 (+0,29 mmCu + 1,0 mmAl)

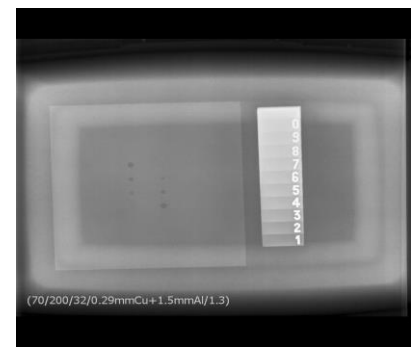
IF10 (+0,29 mmCu + 1,5 mmAl)



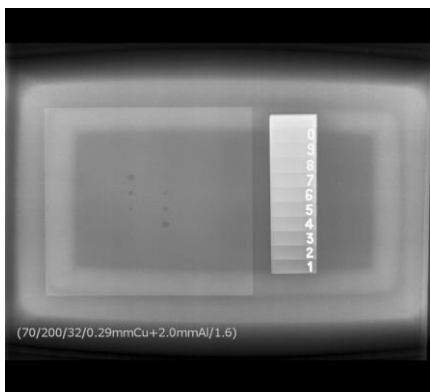
IF11 (+0,29 mmCu + 2,0 mmAl)



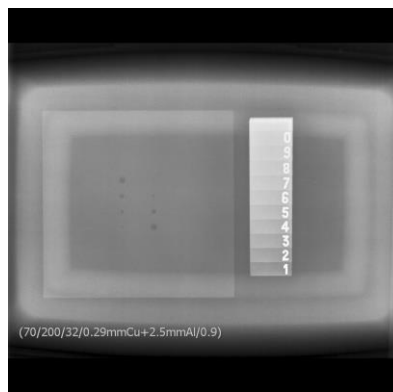
IF12 (+0,29 mmCu + 2,5 mmAl)



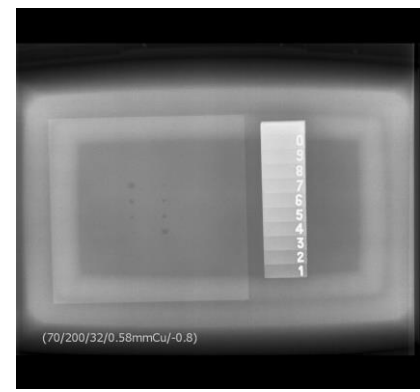
IF13 (+0,58 mmCu)



(70/200/32/0.29mmCu+2.0mmAl/1.6)



(70/200/32/0.29mmCu+2.5mmAl/0.9)



(70/200/32/0.58mmCu/0.8)

Fonte: do Autor (2021). Os valores no pé de cada imagem são respectivamente o kVp, mA, mA.s, tipo de filtração adicional e índice de exposição.

### Qualidade de imagem (QI)

Nas Tabelas 4 e 5 estão representados os valores médios de sinal e ruído, respectivamente, referente aos 10 degraus da escada (ROI#1 até ROI#10), ao fundo (ROI#11) e a placa (ROI#12, ROI#13 e ROI#14) em função do IF.

Tabela 4 - Valor de sinal para cada ROI da escada, placa e fundo

IF	Degrau da Escada							Fundo				Placa		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
1	165,4	177,7	186,2	195,1	201,3	204,9	207,9	209,9	212,2	216,6	112,2	134,9	131,9	111,2
2	160,8	171,8	182,4	191,3	197,5	203,3	206,5	208,4	211,0	215,3	111,8	135,6	130,2	110,5
3	160,5	171,2	180,9	190,3	195,3	201,0	204,1	206,2	209,1	213,7	112,5	135,6	132,1	113,0
4	162,6	172,1	180,9	190,3	196,2	200,7	204,0	206,3	209,3	212,2	113,0	135,6	131,4	113,2
5	162,9	172,7	181,5	190,0	196,1	200,6	204,6	205,7	208,3	211,9	114,2	135,3	129,5	111,7
6	164,6	176,3	184,8	192,6	198,5	202,4	205,8	207,0	209,2	213,2	114,2	134,1	130,8	110,7
7	162,7	175,3	183,7	192,0	198,5	202,8	206,3	207,7	210,2	213,4	113,9	134,1	127,4	109,6
8	160,4	171,6	180,4	190,5	196,1	200,8	205,7	207,7	210,7	213,9	114,0	136,1	129,6	113,3
9	154,6	164,4	174,8	184,9	192,3	198,8	203,2	206,3	209,9	212,9	112,2	138,0	128,7	112,7
10	156,4	168,9	179,4	188,5	194,2	199,2	203,1	204,6	207,5	212,1	112,5	135,2	129,4	112,8
11	153,2	163,3	175,2	185,4	192,8	199,7	204,2	207,4	210,9	215,5	112,1	137,8	129,1	113,1
12	155,1	165,5	176,3	187,2	192,2	198,5	203,0	205,2	208,7	212,7	112,8	132,2	129,1	113,2
13	155,9	169,5	179,9	189,9	196,2	201,1	205,4	207,5	210,3	214,9	114,3	136,5	127,7	113,2

Fonte: do Autor (2021).

Tabela 5 - Valor de ruído para cada ROI da escada, placa e fundo

IF	Escada							Fundo				Placa		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
1	4,9	4,5	3,9	3,7	3,6	3,3	3	2,9	2,9	2,9	2,1	2,6	2,4	1,9
2	5,3	4,8	4,1	3,8	3,5	3,3	3,1	2,8	2,8	2,9	2,4	2,5	2,2	2,2
3	5,7	4,7	4,0	3,9	3,7	3,3	3,1	2,7	2,8	3,0	2,5	2,2	2,2	2,1
4	5,4	4,7	4,0	3,5	3,5	3,3	2,9	2,9	2,7	2,9	2,3	2,3	2,2	2,2
5	5,2	4,5	4,0	3,7	3,6	3,3	3,1	3,1	2,9	2,8	2,5	2,6	2,2	2,1
6	5,1	4,6	4,0	3,5	3,6	3,5	3,2	3,0	2,8	3,0	2,2	2,5	2,3	2,0
7	5,5	4,9	4,5	4	4,2	3,9	4,1	3,6	3,4	3,4	2,4	2,8	2,6	2,6
8	5,3	5,1	4,6	4,5	4,3	4,2	4,1	3,6	3,5	3,3	2,5	2,7	2,6	2,4
9	6,1	5,3	4,7	4,6	4,3	4,2	4,5	3,8	3,7	3,6	2,8	2,7	2,6	2,3
10	5,0	5,3	4,6	4,5	4,3	4,3	3,8	3,6	3,5	3,5	2,7	2,8	2,6	2,7
11	5,5	5,1	4,7	4,7	4,2	4,2	3,8	3,6	3,4	3,6	2,9	2,8	2,6	2,3
12	5,1	5,2	4,6	4,8	4,7	4,4	4,0	3,8	3,7	3,6	2,9	2,7	2,6	2,3
13	4,9	5,4	5,0	4,8	4,8	4,5	4,3	4,0	4,0	3,9	3,0	3,4	2,8	2,7

Fonte: do Autor (2021).



Na Tabela 6, pode-se comparar os resultados referente ao desvio percentual (D%) em relação à imagem de referência para os descritores de QI (sinal, ruído, RSR, RCR) para o ROI#5 da escada e ROI#12 da placa.

Tabela 6- Desvio percentual, em relação a imagem de referência, da dose e QI para cada IF

IF	filtração adicionada	Escada (ROI#5)				Placa (ROI#12)			
		sinal	ruído	RSR	RCR	sinal	ruído	RSR	RCR
2	+0,5 mmAl	-1,9%	-1,3%	0,9%	-15,7%	0,5%	-3,8%	4,4%	-8,1%
3	+1,0 mmAl	-3,0%	2,8%	-5,6%	-21,3%	0,5%	-15,4%	18,7%	-13,9%
4	+1,5 mmAl	-2,6%	-2,5%	0,3%	-15,6%	0,5%	-11,5%	13,7%	-10,5%
5	+2,0 mmAl	-2,6%	1,4%	-2,6%	-22,6%	0,3%	0,0%	0,2%	-21,8%
6	+2,5 mmAl	-1,4%	-0,2%	-1,4%	-10,8%	-0,6%	-3,8%	3,3%	-17,3%
7	+0,29 mmCu	-1,4%	18,1%	-15,5%	-17,8%	-0,6%	7,7%	-7,7%	-23,1%
8	+0,29 mmCu + 0,5 mmAl	-2,6%	20,1%	-18,4%	-21,0%	0,9%	3,8%	-2,9%	-16,4%
9	+0,29 mmCu + 1,0 mmAl	-4,5%	20,2%	-20,0%	-33,2%	2,3%	3,8%	-1,5%	-15,7%
10	+0,29 mmCu + 1,5 mmAl	-3,5%	19,4%	-19,2%	-27,5%	0,2%	7,7%	-6,9%	-21,2%
11	+0,29 mmCu + 2,0 mmAl	-4,3%	17,7%	-17,9%	-33,6%	2,1%	7,7%	-5,2%	-17,2%
12	+0,29 mmCu + 2,5 mmAl	-4,5%	31,5%	-26,9%	-35,8%	-2,0%	3,8%	-5,6%	-25,5%
13	+0,58 mmCu	-2,6%	35,0%	-26,9%	-35,1%	1,2%	30,8%	-22,7%	-31,1%

Fonte: do Autor (2021).

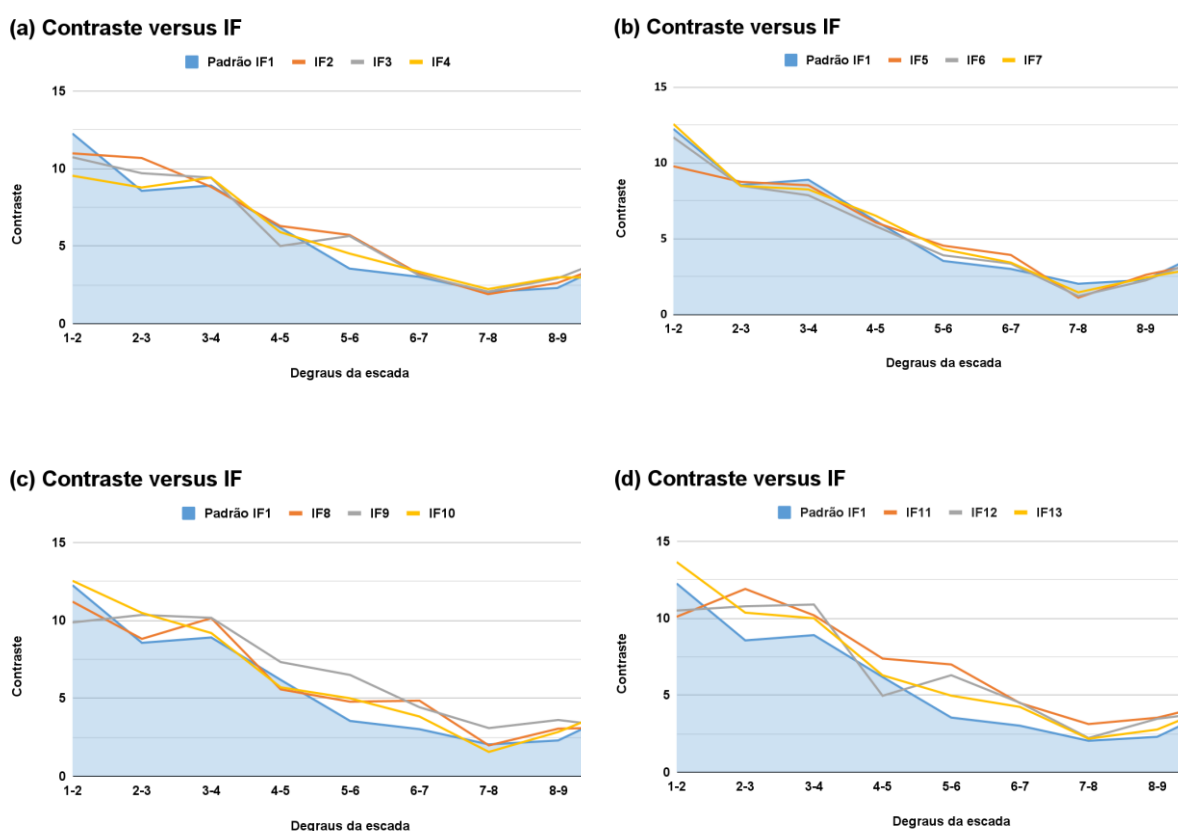
A filtração adicional mostrou resultados inequívocos quanto à redução da dose, o que encoraja o seu uso como forma de proteger o paciente. Porém, a QI é degradada na presença da filtração adicional. Como era esperado, o aumento da filtração resultou numa diminuição do número de fótons no feixe principal, reduzindo o nível do sinal. Porém essa redução do valor de sinal é de no máximo 4,5% para escada e 2% para placa, referente ao IF12. Isto pode indicar uma compensação pelo CR e dos seus sistemas de pré-processamento do sinal e pós-processamento da imagem. Mesmo na presença de um filtro mais espesso de Cu (0,58 mmAl), referente ao IF13 a variação no valor médio de sinal para o ROI#5 e ROI#12 foi menor que 3% e 2%, respectivamente.

Tendo em vista também o menor número de fótons disponíveis há sempre uma maior variação estatística, e os valores de ruído referente à degradação da imagem aumentaram em função do IF, porém, não de forma uniforme com o aumento da espessura de filtração. Isso pode ser tanto devido a pequenas variações na definição de cada ROI na imagem, como também, e principalmente, aos mecanismos de pré e pós-processamento do sistema RC que são automatizados. Observa-se que a

influência do filtro de 0,29 mmCu e 0,58 mmCu no aumento no ruído foi de 18% e 35%, respectivamente. No entanto, para o IF6 (2,5 mmAl) na escada foi conseguido quase o mesmo valor de ruído da imagem de referência (0,2%) e um pequeno aumento para o ROI#12 (placa) e ROI#11 (fundo) de 2,2% e 2,5%, respectivamente em relação a imagem de referência.

Na Figura 6 estão representados graficamente as curvas de contraste da escada em função do IF em relação à curva padrão sem filtração.

Figura 6 - Curvas de contraste da escada em função do IF



Fonte: do Autor (2021). A Figura (9a), compara os valores médios de contraste (curva) da imagem de referência (Padrão IF1) com os resultados dos IF2, IF3 e IF4. A Figura (9b), compara a curva padrão IF1 com os resultados dos IF5, IF6 e IF7. A Figura (9c), compara a curva padrão IF1 com os resultados dos IF8, IF9 e IF10. A Figura (9d), compara a curva padrão IF1 com os resultados dos IF11, IF12 e IF13.

A diferença de contraste referente aos degraus adjacentes da escada, após a adição de filtros, observou-se uma redução para os degraus iniciais (menor espessura) e um aumento para os finais (maior espessura), o que era esperado devido

ao endurecimento do feixe, a partir da análise dos gráficos da Figura (9a), (9b), (9c) e (9d).

Em comparação com a imagem de referência, o contraste da escada aumentou com a filtração, ou seja, para uma estrutura de mesma densidade como a escada, uma pequena diferença de espessura (2,9mm) entre os degraus 5-6, o contraste radiográfico aumentou com o aumento da filtração.

Por outro lado, para uma estrutura de diferentes densidades (alumínio e água) observa-se uma redução do contraste entre a placa e o furo em função da filtração, essa queda foi de 5% para IF2 (+0,5 mmAl), nota-se um pico (melhora no contraste) para o IF6 que apresentou a menor variação 3%, depois reduziu até 30% para o IF13 (+0,58 mmCu), ficando em 14% e 21% para o IF7 (+0,29 mmCu), IF8 (+0,29 mmCu + 0,5 mmAl), respectivamente.

### Dose absorvida e dose efetiva

Os valores médios de dose absorvida (D) média (mGy) para os principais órgãos internos (medula óssea, ovários, testículos e bexiga) e de dose efetiva (E) (mSv) para o exame radiográfico da pelve segundo a ICRP nº103 (ICRP, 2007) para cada IF estão representados na Tabela 7.

Tabela 7 - Dose média (D) nos órgãos internos (mGy) e dose efetiva (mSv) segundo ICRP103 e respectivos desvios percentuais em função do IF

IF	medula óssea		ovários		testículos		bexiga		(ICRP103)	
	mGy	D%	mGy	D%	mGy	D%	mGy	D%	mSv	D%
1	0,091	-	0,543	-	1,982	-	1,296	-	0,255	-
2	0,085	-6,6%	0,504	-7,2%	1,763	-11,0%	1,182	-8,8%	0,233	-8,6%
3	0,080	-12,1%	0,478	-12,0%	1,600	-19,3%	1,100	-15,1%	0,217	-14,9%
4	0,075	-17,6%	0,445	-18,0%	1,450	-26,8%	1,011	-22,0%	0,199	-22,0%
5	0,071	-22,0%	0,417	-23,2%	1,315	-33,7%	0,933	-28,0%	0,184	-27,8%
6	0,064	-29,7%	0,378	-30,4%	1,160	-41,5%	0,836	-35,5%	0,165	-35,3%
7	0,041	-54,9%	0,234	-56,9%	0,563	-71,6%	0,460	-64,5%	0,092	-63,9%
8	0,036	-60,4%	0,202	-62,8%	0,482	-75,7%	0,396	-69,4%	0,080	-68,6%
9	0,034	-62,6%	0,194	-64,3%	0,460	-76,8%	0,379	-70,8%	0,076	-70,2%
10	0,032	-64,8%	0,180	-66,9%	0,425	-78,6%	0,352	-72,8%	0,070	-72,5%
11	0,031	-65,9%	0,177	-67,4%	0,415	-79,1%	0,345	-73,4%	0,069	-72,9%
12	0,029	-68,1%	0,164	-69,8%	0,380	-80,8%	0,317	-75,5%	0,064	-74,9%
13	0,020	-78,0%	0,110	-79,7%	0,231	-88,3%	0,200	-84,6%	0,041	-83,9%

Fonte: do Autor (2021). \*O desvio padrão maior foi de 2,2% para o IF7 e os demais ficaram abaixo de 1%.

Os resultados mostrados na Tabela 7 mostraram que para o mesmo IF a dose média absorvida para os órgãos internos foi menor para os testículos, bexiga, ovários, medula óssea, respectivamente.

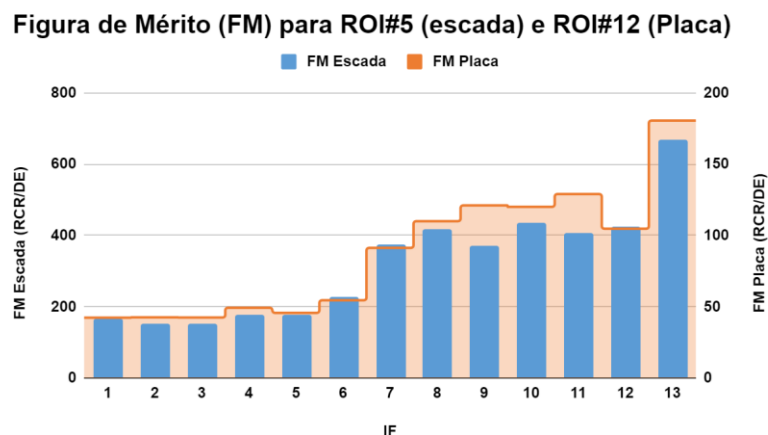
Os resultados alcançados neste estudo vão ao encontro de outros estudos, e encoraja o uso da filtração adicional como forma de proteger o paciente. Em 2011, Brosi et al. (2011), conseguiram reduzir em 44% a dose no paciente usando uma placa de 0,3 mmCu, entretanto, relataram que a filtração do Cu reduz a dose, e consideraram que os filtros de Cu podem ajudar a proteger os órgãos superficiais.

Em 2005 um artigo de revisão de literatura sobre otimização da dose, mostrou que para exames de pelve com técnica de 66 kVp e 32 mA.s resultou em dose efetiva (E) de 0,254 mSv o que corrobora o valor encontrado no nosso estudo (TINGBERG; SJÖSTRÖM, 2005).

Em comparação com outros autores, Palop et al. (2016), e Hart, Hillier e Shrimpton (2010), atualmente em vigor os valores de DE 0,370 e 0,280 mSv, respectivamente. Neste estudo obteve-se 0,255 mSv sem filtração e 0,064 mSv para o IF13, correspondente a 0,58 mmCu que ficaram inferiores aos valores correspondentes dos estudos.

Outros estudos de otimização consideram a dose de radiação e descritores de QI separadamente; no entanto Barba e Culp (2015), propuseram método para combinar dados de QI e dose de radiação, os descritores de QI são divididos pela dose de radiação para dar uma Figura de mérito (FM). Na Figura 7 estão descritos os valores de FM para escada e para placa em função do IF, observa-se um padrão de duas regiões com pequena variação nos valores, seguido de dois degraus que se destacam devido ao corte na dose pelo filtro de cobre.

Figura 7 - Otimização por Figura de Mérito para escada (ROI#5) e placa (ROI#12)



Fonte: do Autor (2021).

Analisando a FM, representada na Figura 7, observou-se que para as filtrações adicionais de 0,58 mmCu, referente ao IF13, foi o melhor resultado, ou seja, uma redução de maior que 92,1% na dose e 83,9% na dose efetiva, a dose média absorvida nos órgãos internos, medula óssea, ovários, testículos e bexiga foram, 78,0%, 79,7%, 88,3% e 79,6%, respectivamente, entretanto, houve uma perda significativa na QI. A RCR piorou em média 35% em relação à imagem de referência do OS.

Os índices 9, 10, 11 e 12 apresentaram um patamar com os melhores valores de FM, as reduções de dose efetiva foram, 70,2%, 72,5%, 72,9% e 74,9% respectivamente. No entanto, houve uma piora na RCR 30% em média, em relação à imagem de referência do OS.

Para os índices 7 e 8 houve uma expressiva redução no  $K_{AR}$  e dose efetiva em 79,3% e 82,3%, 63,9% e 68,6%, respectivamente. Para o índice 7 (0,29 mmCu), uma redução da dose média absorvida nos órgãos internos da medula óssea, ovários, testículos e bexiga foram 54,9%, 56,9%, 71,6% e 64,5%, respectivamente, associado a uma redução na QI de 17,8% e 23% na RCR da escada e da placa, respectivamente. Para o índice 8 (0,29 mmCu + 0,5 mmAl), uma redução do  $K_{AR}$ , dose média absorvida nos órgãos internos na medula óssea, ovários, testículos e bexiga foram, 60,4%, 62,8%, 75,7% e 69,4%, contra a maior perda na QI de 21% e 16,4% na RCR da escada e da placa, respectivamente.

Os Índices menores apresentam outro patamar com os piores valores de FM, os índices 2, 3, 4, 5, e 6. Entre eles o IF6 (2,5 mmAl) que apresentou a melhor relação

custo benefício, ou seja, dose versus QI, que reduziu a  $K_{AR}$  em 50% no paciente, 41,5% nos testículos, 35,5% na bexiga, 30,4% nos ovários, 29,7% na medula óssea e 35,3% na dose efetiva total do paciente para o exame de pelve, contra a maior perda na QI de 10,8% e 17,3% na RCR da escada e da placa, respectivamente.

Olhando pela QI, a opção de filtração seria a utilização de poucas lâminas de alumínio, para o IF6 (2,5 mmAl) com redução de dose e QI de 50% contra 20%. Por outro lado, do ponto de vista de uma redução mais acentuada de dose, a opção seria para os IF maiores e igual a 7 (0,29 mmCu) com redução de dose maior que 80% contra 30%, respectivamente. Segundo Weis (2011) destaca que os valores abaixo de 10% representam reduções pouco significativas e, os maiores que 20%, apresentam altas perdas na QI.

## **CONCLUSÕES**

Verificou-se pela FM que mantendo fixo os fatores elétricos do tubo de raios X (70 kVp e 32 mAs) pode-se otimizar o exame radiográfico de pelve pelo uso de filtração adicional, dependendo dos critérios de QI diagnóstico estabelecidos no serviço.

Assim, de acordo com os resultados obtidos pode-se afirmar que o uso de filtração adicional de 2,5 mmAl foi a melhor relação custo benefício, ou seja, dose versus QI para o exame de pelve, foi reduzido a  $K_{AR}$  em 49,8% (1,64 para 0,82) mGy no paciente, 41,5% (1,982 para 1,160) mGy nos testículos, 35,5% (1,296 para 0,836) mGy na bexiga, 30,4% (0,543 para 0,378) mGy nos ovários, 29,7% (0,091 para 0,064) mGy na medula óssea e 35,3% (0,255 para 0,165) mSv a dose efetiva total do exame com QI equivalente.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Núcleo de Educação Permanente em Saúde (NEPS) da Prefeitura Municipal de Santa Maria por permitir a realização do estudo, bem como o uso do equipamento radiográfico e sistema de digitalização das imagens. O incentivo intelectual dos professores do curso de Mestrado Profissional em Proteção Radiológica do Instituto Federal de Santa Catarina.

## REFERÊNCIAS

ALZYOUN, K. et al. Impact of body part thickness on AP pelvis radiographic image quality and effective dose. **Radiography**, v. 25, n. 1, p. e11-e17, 2019.

BARBA, James; CULP, Melissa. Copper Filtration and kVp: Effect on Entrance Skin Exposure. **Radiologic technology**, v. 86, n. 6, p. 603-609, 2015.

BRASIL. Constituição (2019). Resolução - RDC Nº 330, de 20 de Dezembro de 2019. 249. ed. Brasília, DF: Agência Nacional de Vigilância Sanitária, 26 dez. 2019. Seção 1, p. 92.

BROSI, Philippe et al. Copper filtration in pediatric digital X-ray imaging: its impact on image quality and dose. **Radiological physics and technology**, v. 4, n. 2, p. 148-155, 2011.

CHAN, C. T. P.; FUNG, K. K. L. Dose optimization in pelvic radiography by air gap method on CR and DR systems – A phantom study. **Radiography**, v. 21, n. 3, p. 214-223, 2015.

HAMID, Hamid Osman. Evaluation of patient radiation dose in routine radiographic examinations in Saudi Arabia. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 173, p. 108883, 2020.

HART, D.; HILLIER, M.; SHRIMPTON, P. Doses to patients from radiographic and fluoroscopic X-ray imaging procedures in the UK. **Chilton: Health Protection Agency Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards**, 2010.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publicação 103, 2007, 332 pp.

METAXAS, Vasileios I. et al. Patient doses in common diagnostic X-ray examinations. **Radiation protection dosimetry**, v. 184, n. 1, p. 12-27, 2019.

PALOP, J. Vilar et al. Updated effective doses in radiology. **Journal of radiological Protection**, v. 36, n. 4, p. 975, 2016.

PEACOCK, Nicole E.; STEWARD, Adam L.; RILEY, Peter J. An evaluation of the effect of tube potential on clinical image quality using direct digital detectors for pelvis and lumbar spine radiographs. **Journal of medical radiation sciences**, v. 67, n. 4, p. 260-268, 2020.

STUK. **Radiation and Nuclear Safety Authority. PCXMC—a PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X ray examinations**. Finnish Radiation and Nuclear Safety Authority. Disponível em: [http://www.stuk.fi/sateilyn\\_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en\\_GB/pcxmc/](http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/). Acesso em: 10 out. 2021.

TAVARES, Amilton Joel Pereira. **Efeito dos parâmetros técnicos na dose e qualidade de imagem num sistema de radiografia computadorizada.** 2013. Tese de Doutorado. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

TINGBERG, Anders; SJÖSTRÖM, David. Optimisation of image plate radiography with respect to tube voltage. **Radiation protection dosimetry**, v. 114, n. 1-3, p. 286-293, 2005.

TOMPE, Aparna; SARGAR, Kiran. **X-Ray Image Quality Assurance.** StatPearls [Internet], 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>

WEIS, Guilherme Lopes et al. **Redução da dose de radiação em pacientes e equipes médicas pelo uso de filtros adicionais de cobre e alumínio nas saídas de tubos de raios X em equipamentos de hemodinâmica.** Dissertação (Mestrado em Engenharia da Produção) - Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, 2011.



## 5 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos de dose e qualidade de imagem com filtração adicional em relação a imagem de referência (sem filtração adicional) mostrou-se que, como era esperado, o uso de filtração diminui a dose ( $K_{AR}$ ), dose média absorvida ( $D$ ) nos órgãos internos e dose efetiva ( $E$ ) no paciente. O uso de diferentes espessuras de alumínio e cobre mostraram que ao mesmo tempo que a dose reduz, a QI também sofre degradação.

Verificou-se que a influência da filtração adicional pela FM foi maior na dose efetiva e menor na qualidade de imagem (RCR), com elevada correlação. A figura de mérito desenvolvida indica que filtrações maiores levam a maiores reduções de dose com perdas de qualidade de imagem proporcionalmente não tão acentuadas. Contudo, segundo a literatura, valores de perda de qualidade não devem ultrapassar 20% em relação ao padrão pré-estabelecido.

Para as filtrações adicionais de 0,58 mmCu, referente ao IF13 (maior índice avaliado), pode-se reduzir em mais de 90% e 80% a  $K_{AR}$  durante o exame e a dose efetiva no paciente, respectivamente, associado a uma redução na qualidade de imagem (RCR) de 35% em relação à imagem de referência do OS.

Os índices 9, 10, 11 e 12 apresentaram um patamar, na qual as reduções da  $K_{AR}$  e a dose efetiva no paciente foram 85% e 73%, respectivamente, associado a uma redução na qualidade de imagem (RCR) de 30% em relação à imagem de referência do OS.

Para o índice 7 e 8 houve uma expressiva redução da  $K_{AR}$  e a dose efetiva no paciente foram 79,3% e 82,3%, 63,9% e 68,6%, respectivamente, associado a redução na qualidade de imagem (RCR) de 17,8% e 23%, 21% e 16,4% da escada e da placa, respectivamente em relação à imagem de referência do OS.

Os índices menores, 2, 3, 4, 5, e 6 apresentam outro patamar, entre eles o IF6 (2,5 mmAl) que apresentou a melhor relação custo benefício, ou seja, dose versus qualidade de imagem, com uma redução considerável de 49,8% da  $K_{AR}$  e 35,3% de dose efetiva no paciente com qualidade de imagem equivalente (RSR) e RCR menor que 20%.

Verificou-se pela FM, que mantendo fixo os fatores elétricos do tubo de raios X (70 kVp e 32 mAs) pode-se otimizar o exame radiográfico de pelve pelo uso de

filtração adicional, dependendo dos critérios de QI diagnóstico estabelecidos no serviço.

Assim, de acordo com os resultados obtidos pode-se afirmar que o uso de filtração adicional de 2,5 mmAl foi a melhor relação custo benefício, ou seja, dose versus QI para o exame de pelve, foi reduzido a  $K_{AR}$  em 50% no paciente, 41,5% mGy nos testículos, 35,5% na bexiga, 30,4% nos ovários, 29,7% na medula óssea e 35,3% a dose efetiva total do exame com QI equivalente.

Os resultados mostraram ainda que para o mesmo IF a dose absorvida média para os órgãos internos foi menor para os testículos, bexiga, ovários e medula óssea, respectivamente.

Os resultados contribuem para os esforços nacionais e internacionais pelo gerenciamento de dose em radiodiagnóstico médico. Em radiodiagnóstico aumentar o conhecimento da dose efetiva típica de um determinado procedimento é, portanto, um ponto de partida básico para otimização de um exame de imagem que implica e também para ajudar os profissionais da radiologia a compreendê-lo. Para futuras otimizações de dose, outras técnicas que associam alto kVp com correspondente redução do mA.s podem ser empregadas para mesmos índices de filtração, buscando maiores índices de QI e IF.

## REFERÊNCIAS

ABRANTES, Marcos Eugênio Silva. **Estudo de um protocolo de otimização para as técnicas radiográficas em radiologia computadorizada**. 2015. 227 f.

Dissertação (Doutorado em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.

ALVES, A. F. F. et al. Association between subjective evaluation and physical parameters for radiographic images optimization. **Physica Medica**, v. 32, n. 1, p. 123-132, 2016.

ALZYOUN, K. et al. Impact of body part thickness on AP pelvis radiographic image quality and effective dose. **Radiography**, v. 25, n. 1, p. e11-e17, 2019.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). An Exposure Indicator for Digital Radiography. Medical Physics Publishing. **AAPM Report No. 116**. 2009.

ATTIX, Frank Herbert. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. John Wiley & Sons, 2008.

BARBA, James; CULP, Melissa. Copper Filtration and kVp: Effect on Entrance Skin Exposure. **Radiologic technology**, v. 86, n. 6, p. 603-609, 2015.

BIASOLI, Jr. Antônio. Técnicas radiográficas – Princípios físicos, anatomia básica e posicionamento. Ed. Rubio. 2006. 513p. ISBN: 8587600508.

BITELLI, Thomaz. **Física e dosimetria das radiações**. 2. Ed. São Paulo: Editora Atheneu; Centro Universitário São Camilo, 2006.

BONTRAGER, Kenneth L.; LAMPIGNANO, John P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada**. Elsevier Brasil, 2015.

BRASIL. Constituição (2019). Resolução - RDC Nº 330, de 20 de Dezembro de 2019. 249. ed. Brasília, DF: Agência Nacional de Vigilância Sanitária, 26 dez. 2019. Seção 1, p. 92.

\_\_\_\_\_. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança /** Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. – Brasília: Ministério da Saúde, 2005. 104 p.

\_\_\_\_\_. Ministério da Saúde. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº453. Brasília, DF: **Diário Oficial da União**, 2/6/1998.

BROSI, Philippe et al. Copper filtration in pediatric digital X-ray imaging: its impact on image quality and dose. **Radiological physics and technology**, v. 4, n. 2, p. 148-155, 2011.

BUSHONG, S. C. **Radiologic science for technologists: physics, biology and protection**. St. Louis: Elsevier; Mosby, 2010.

CHAN, C. T. P.; FUNG, K. K. L. Dose optimization in pelvic radiography by air gap method on CR and DR systems – A phantom study. **Radiography**, v. 21, n. 3, p. 214-223, 2015.

CHEN, M.Y.M.; POPE, T. L.; OTT, D. J. **Radiologia Básica: 2 Ed.** Porto Alegre: AMGH, 2012.

COWEN, A. R.; DAVIES, A. G.; KENGYELICS, S. M. Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. **Clinical radiology**, v. 62, n. 12, p. 1132-1141, 2007.

EISBERG, Robert; RESNICK, Robert. **Física Quântica**. Campus: Rio de Janeiro, 1979.

ERENSTEIN, H. G. et al. The validity and reliability of the exposure index as a metric for estimating the radiation dose to the patient. **Radiography**, v. 26, n. 2, p. S94-S99, 2020.

FURQUIM, Tânia A.C; COSTA, Paulo R. Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. **Revista brasileira de física médica**, v. 3, n. 1, p. 91-99, 2009.

GHAREHAGHAJI, Nahideh; KHEZERLOO, Davood; ABBASIAZAR, Tohid. Image quality assessment of the digital radiography units in Tabriz, Iran: a phantom study. **Journal of medical signals and sensors**, v. 9, n. 2, p. 137, 2019.

HALL, E.; GIACCIA, J. A. **Radiobiology for the Radiologist**. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia (2012), 556 pp. 2012.

HAMID, Hamid Osman. Evaluation of patient radiation dose in routine radiographic examinations in Saudi Arabia. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 173, p. 108883, 2020.

HART, D.; HILLIER, M.; SHRIMPTON, P. Doses to patients from radiographic and fluoroscopic X-ray imaging procedures in the UK. **Chilton: Health Protection Agency Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards**, 2010.

HOLMES, Ken; ELKINGTON, Marcus; HARRIS, Phil. **Clark's Essential Physics in Imaging for Radiographers**. CRC Press, 2013.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publicação 103, 2007, 332 pp.

ICRP. International Commission on Radiation Protection. **Managing patient dose in digital radiology**. ICRP Publication 93. New York: Elsevier Inc.; 2004. p. 1e73.

ICRP. International Commission on Radiation Protection. **Radiation Protection and Safety in Medicine**. ICRP Publication 60. 1991.

ICRP. International Commission on Radiation Protection. **Application of the dose limitation system for radiation protection**. Practical implications. ICRP, p. 71-78, 1977.

JANG, Ji Sung et al. Image quality assessment with dose reduction using high kVp and additional filtration for abdominal digital radiography. **Physica Medica**, v. 50, p. 46-51, 2018.

JOHNS, Harold Eford; CUNNINGHAM, John Robert. The physics of radiology. 1983.

KHAN, Faiz M.; GIBBONS, John P. **Khan's the physics of radiation therapy**. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

KAWASHIMA, Hiroki et al. X-ray dose reduction using additional copper filtration for abdominal digital radiography: evaluation using signal difference-to-noise ratio. **Physica Medica**, v. 34, p. 65-71, 2017.

LANÇA, L. et al. 10kVp rule—An anthropomorphic pelvis phantom imaging study using a CR system: Impact on image quality and effective dose using AEC and manual mode. **Radiography**, v. 20, n. 4, p. 333-338, 2014.

LOTUS HEALTHCARE. **Manual do usuário HF 630M LOTUS healthcare**. 2021. Disponível em: <https://www.lotushealthcare.com.br/conjunto-hf-500m> Acesso em: 20 nov. 2021.

MARTIN, C. J. The importance of radiation quality for optimisation in radiology. **Biomedical imaging and intervention journal**, v. 3, n. 2, 2007.

MC FADDEN, Sonyia et al. Digital imaging and radiographic practise in diagnostic radiography: an overview of current knowledge and practice in Europe. **Radiography**, v. 24, n. 2, p. 137-141, 2018.

METAXAS, Vasileios I. et al. Patient doses in common diagnostic X-ray examinations. **Radiation protection dosimetry**, v. 184, n. 1, p. 12-27, 2019.

MINEHIRO, Kaori et al. Dose Reduction Protocol for Full Spine X-ray Examination Using Copper Filters in Patients With Adolescent Idiopathic Scoliosis. **Spine**, v. 44, n. 3, p. 203-210, 2019.

MOORE, Craig S. et al. A practical method to calibrate and optimise automatic exposure control devices for computed radiography (CR) and digital radiography (DR) imaging systems using the signal-to-noise ratio (SNR) metric. **Biomedical Physics & Engineering Express**, v. 5, n. 3, p. 035027, 2019.

OLIVEIRA, Paulo Marcio Campos. **Avaliação de parâmetros da qualidade de imagem e dosimetria de pacientes submetidos a exames radiológicos de tórax.** 2012.

OKUNO, E. **Radiação: efeitos, riscos e benefícios.** São Paulo: Oficina de textos, 2018.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. **Física das radiações.** Oficina de Textos, 2016.

PALOP, J. Vilar et al. Updated effective doses in radiology. **Journal of radiological Protection**, v. 36, n. 4, p. 975, 2016.

PEACOCK, Nicole E.; STEWARD, Adam L.; RILEY, Peter J. An evaluation of the effect of tube potential on clinical image quality using direct digital detectors for pelvis and lumbar spine radiographs. **Journal of medical radiation sciences**, v. 67, n. 4, p. 260-268, 2020.

PEREIRA, Wagner, S.; KELECOM, Alphonse; PEREIRA, Juliana Rodrigues Souza. Comparação entre a norma brasileira de radioproteção e a recomendação da International Commission on Radiological Protection publicadas em 2007. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 2, 2015.

SCAFF, Luiz A.M. **Bases físicas da radiologia: diagnóstico e terapia.** Sarvier, 1979.

SCHAEFER-PROKOP, C. M. et al. DR and CR: Recent advances in technology. **European journal of radiology**, v. 72, n. 2, p. 194-201, 2009.

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. Radiation dose optimization research: exposure technique approaches in CR imaging—a literature review. **Radiography**, v. 19, n. 4, p. 331-338, 2013.

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.

SANDSTRÖM, Staffan et al. The WHO manual of diagnostic imaging: radiographic technique and projections. **World Health Organization**, 2003.

STUK. **Radiation and Nuclear Safety Authority. PCXMC—a PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X ray examinations.** Finnish Radiation and Nuclear Safety Authority. Disponível em: [http://www.stuk.fi/sateilyn\\_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en\\_GB/pcxmc/](http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/). Acesso em: 10 out. 2021.

TAVARES, Amilton Joel Pereira. **Efeito dos parâmetros técnicos na dose e qualidade de imagem num sistema de radiografia computadorizada.** 2013. Tese de Doutorado. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

TAUHATA, L.; *et al.* **Radioproteção e Dosimetria: fundamentos.** Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear: Rio de Janeiro, 2013.

TILLY J. G. **Física Radiológica.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.

TINGBERG, Anders; SJÖSTRÖM, David. Optimisation of image plate radiography with respect to tube voltage. **Radiation protection dosimetry**, v. 114, n. 1-3, p. 286-293, 2005.

TOMPE, Aparna; SARGAR, Kiran. **X-Ray Image Quality Assurance.** StatPearls [Internet], 2020.

UFFMANN, Martin; SCHAEFER-PROKOP, Cornelia. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. **European journal of radiology**, v. 72, n. 2, p. 202-208, 2009.

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: 10 out. 2021.

WEIS, Guilherme Lopes et al. **Redução da dose de radiação em pacientes e equipes médicas pelo uso de filtros adicionais de cobre e alumínio nas saídas de tubos de raios X em equipamentos de hemodinâmica.** Dissertação (Mestrado em Engenharia da Produção) - Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, 2011.

YONEKURA Y. Diagnostic reference levels based on latest surveys in Japan – Japan DRLs 2015. **Japanese Network for Research and Information on Medical Exposure. Medical exposure Research Information Network (J-RIME)2015.** Disponível em: <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyoEng.pdf>. Acesso em: 10 out. 2021.

## **ANEXOS**



## ANEXO A – PROTOCOLOS DE CONTROLE DE QUALIDADE

### A 1.1 Exatidão e reprodutibilidade da tensão de pico do tubo de raios X, Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição e Reprodutibilidade e Linearidade da taxa de Kerma no ar

O objetivo dos testes foi:

- Avaliar a exatidão da tensão e do tempo de exposição do tubo de raios X;
- Avaliar a reprodutibilidade da tensão, tempo de exposição e;
- A exposição do tubo de raios X.

Os testes de Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Exatidão e Reprodutibilidade de tensão de pico e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no ar para o foco fino e foco grosso do tubo de raios X foram realizados através da utilização de um detector de radiação Unfors que permite avaliação do kerma no ar integrado, taxa de kerma no ar e tempo de exposição.

O detector de radiação foi posicionado sobre a mesa, alinhado com o tubo de raios X, de modo a ficar com sua superfície perpendicular ao feixe de radiação e o centro sensível do detector a 1 metro do ponto focal (Figura 31).

Figura 31 - Sistema de posicionamento (A), comando e coleta de dados para avaliação da linearidade e repetibilidade da taxa de Kerma no ar



Fonte: do Autor (2021).

Na escolha de todos os parâmetros levou-se em consideração os valores mais utilizados na rotina clínica do serviço de radiologia do PAM. Foram escolhidos dois valores de corrente elétrica (mA), para cada valor de corrente elétrica foram variados

os valores de tempo de exposição (ms), produto corrente pelo tempo (mA.s) e tensão (kVp), conforme mostrado na tabela X. Foram realizadas uma série de quatro exposições para cada combinação, como descrito na Tabela 10.

Tabela 10 - Combinação dos fatores elétricos selecionados no painel de comando do equipamento radiográfico para realização dos testes de controle de qualidade

<b>Foco Fino</b>			
Valores selecionados			
Tensão	mA	T (ms)	mA.s
45	125	2600	325
55		1000	125
117		40	5
<b>Foco Grosso</b>			
Tensão	mA	T (ms)	mA.s
50	320	1000	320
75		200	64
90		125	40

Fonte: do Autor (2021).

As Tabelas 11, 12, 13 e 14 apresentam os resultados de constância referente aos testes aplicados de controle de qualidade (CQ) para equipamento de raios X.

Tabela 11 - Resultados para Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Exatidão e Reprodutibilidade de tensão de pico e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no ar para o foco fino do tubo de raios X

<b>Valores Selecionados</b>				<b>Valores Medidos</b>		
Tensão	mA	T(ms)	mA.s	K(mGy)	T(ms)	kVp med
<b>45</b>	<b>125</b>	<b>2600</b>	<b>325</b>	2,4	2547	42,3
				2,4	2547	42,2
				2,4	2547	42,2
				2,4	2548	42,2
<b>Valor Máximo</b>				2,4	2548	42,3
<b>Valor Mínimo</b>				2,4	2547	42,2

<b>Média</b>				2,4	2547	42,2
<b>Tensão</b>	<b>mA</b>	<b>T(ms)</b>	<b>mA.s</b>	K(mGy)	T(ms)	kVp med
<b>55</b>	<b>125</b>	<b>1000</b>	<b>125</b>	2,8	992,6	53,9
				2,8	992,5	53,8
				2,8	992,4	53,9
				2,8	992,6	53,9
<b>Valor Máximo</b>				2,8	992,6	53,9
<b>Valor Minimo</b>				2,8	992,4	53,8
<b>Média</b>				2,8	992,5	53,9
<b>Tensão</b>	<b>mA</b>	<b>T(ms)</b>	<b>mA.s</b>	K(mGy)	T(ms)	kVp med
<b>117</b>	<b>125</b>	<b>40</b>	<b>5</b>	0,28	36,8	117,9
				0,28	36,9	117,8
				0,28	36,9	117,9
				0,27	36,9	117,8
<b>Valor Máximo</b>				0,28	36,9	117,9
<b>Valor Minimo</b>				0,27	36,8	117,8
<b>Média</b>				0,28	36,9	117,9
<b>Resultado</b>				Conforme		

	Reprodutibilidade (%)			Exatidão	
	Exposição	Tempo	Tensão	Tempo	Tensão
Para kVp	2,2	0,33	0,09	-7,79	-6,18
Para o kVp	117	117	55	45	
Resultado	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	

Fonte: do Autor (2021).

Tabela 12 - Resultados para Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Exatidão e Reprodutibilidade de tensão de pico e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no ar para o foco grosso do tubo de raios X

<b>Valores Selecionados</b>				<b>Valores Medidos</b>		
<b>Tensão</b>	<b>mA</b>	<b>T(ms)</b>	<b>mA.s</b>	<b>K(mGy)</b>	<b>T(ms)</b>	<b>kVp med</b>

50	320	1000	320	3,8	989,9	47,1
				3,7	990,9	47,1
				3,7	991,9	47,1
				3,7	990,8	47,1
<b>Valor Máximo</b>				3,8	991,9	47,1
<b>Valor Mínimo</b>				3,7	989,9	47,1
<b>Média</b>				3,7	990,9	47,1
<b>Tensão</b>	<b>mA</b>	<b>T(ms)</b>	<b>mA.s</b>	<b>K(mGy)</b>	<b>T(ms)</b>	<b>kVp med</b>
75	320	200	64	1,8	195,7	53,9
				1,8	187,3	53,8
				1,8	187,3	53,9
				1,8	188,9	53,9
<b>Valor Máximo</b>				1,8	195,7	53,9
<b>Valor Mínimo</b>				1,8	187,3	53,8
<b>Média</b>				1,8	189,8	53,9
<b>Tensão</b>	<b>mA</b>	<b>T(ms)</b>	<b>mA.s</b>	<b>K(mGy)</b>	<b>T(ms)</b>	<b>kVp med</b>
90	320	125	40	3,8	123,8	88,7
				3,8	123,2	88,8
				3,8	123,9	89,1
				3,8	123,6	89,1
<b>Valor Máximo</b>				3,8	123,9	89,1
<b>Valor Mínimo</b>				3,8	123,2	88,7
<b>Média</b>				3,8	123,6	88,9
<b>Resultado</b>				<b>Conforme</b>		

Fonte: do Autor (2021).

Os cálculos para a medida de exatidão (d%) da tensão foram realizados utilizando a equação 13, para cada conjunto de medidas.

$$d(\%) = 100 \times \frac{(kVp \text{ nom} - kVp \text{ médio})}{(kVp \text{ nom})} \quad (13)$$

Onde: kVp Nom representa o valor da tensão nominal, selecionada no painel de controle do equipamento de raios X; kVp médio representa da média das leituras

referentes à tensão de pico do tubo de raios X, corrigida pelo fator de calibração do detector.

Para a avaliação da reprodutibilidade da tensão de pico, foi utilizada a seguinte equação 14, para cada conjunto de medidas.

$$R(\%) = 100 \times \frac{(kVp \text{ máx} - kVp \text{ mín})}{(kVp \text{ máx} + kVp \text{ mín})/2} \quad (14)$$

Onde: kVp máx representa o valor da maior leitura referente à tensão de pico do tubo de raios X, corrigidos pelo fator de calibração do detector e kVp mín representa o valor da menor medida referente à tensão de pico do tubo de raios X, corrigidos pelo fator de calibração do detector.

Os cálculos para a medida de exatidão (d) do tempo de exposição foram realizados com a equação 15, para cada conjunto de medidas.

$$D(\%) = 100 \times \frac{t \text{ nom} - t \text{ méd}}{(t \text{ nom})} \quad (15)$$

onde:  $t_{\text{nom}}$  representa o valor nominal do tempo de exposição à radiação selecionado no painel de comando do equipamento radiográfico;  $t_{\text{méd}}$  representa o valor da média das leituras referentes ao tempo de exposição.

Os cálculos para a medida da reprodutibilidade (R) do tempo de exposição foram feitos de acordo com a equação 16, para cada conjunto de medidas.

$$R(\%) = 100 \times \frac{t \text{ máx} - t \text{ mín}}{(t \text{ máx} + t \text{ mín})/2} \quad (16)$$

Onde:  $t_{\text{máx}}$  representa o valor da maior leitura referente ao tempo de exposição;  $t_{\text{mín}}$  representa o valor da menor leitura referente ao tempo de exposição.

Para cada valor de mAs selecionado, selecionou-se a maior leitura ( $L_{\text{maior}}$ ), a menor leitura ( $L_{\text{menor}}$ ) para calcular a reprodutibilidade R (%), de acordo com a equação 17.

$$R(\%) = 100 \times \frac{L \text{ maior} - L \text{ menor}}{(L \text{ maior} + L \text{ menor})/2} \quad (17)$$

Onde: L maior representa o valor da maior leitura referente à taxa de kerma no ar emitida pelo tubo de raios X e L menor representa o valor da menor leitura referente à taxa de kerma no ar emitida pelo tubo de raios X.

Com os resultados foram selecionados o maior e o menor valor para cada valor de mAs. Foram divididos cada valor médio pelo mAs correspondente ( $R = L_{\text{médio}}/\text{mAs}$ ).

Selecionou-se o maior e o menor valor de R para obter a linearidade L (%), de acordo com a equação 18.

$$L(\%) = 100 \times \frac{R' - R^2}{(R' + R^2)/2} \quad (18)$$

Onde: R<sup>1</sup> representa o maior valor correspondente de R = L<sub>médio</sub>/mAs obtido e R<sup>2</sup> representa o menor valor correspondente de R = L<sub>médio</sub>/mAs obtido.

Tabela 13 - Resultados para Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Exatidão e Reprodutibilidade de tensão de pico e Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no ar para o foco fino do tubo de raios X

Tensão selecionada		K	T	kVp medido
45	E(%)	***	-2,03	-6,18
	R(%)	0,2	-0,04	-0,17
Tensão selecionada		K	T	kVp medido
55	E(%)	***	-0,75	-2,05
	R(%)	0,11	-0,02	0,09
Tensão selecionada		K	T	kVp medido
117	E(%)	***	-7,79	0,73
	R(%)	2,18	0,33	0,08

	Reprodutibilidade (%)			Exatidão	
	Exposição	Tempo	Tensão	Tempo	Tensão
	2,2	0,33	0,09	-7,79	-6,18
<b>Resultado</b>	<b>Conforme</b>	<b>Conforme</b>	<b>Conforme</b>	<b>Conforme</b>	<b>Conforme</b>

Fonte: do Autor (2021).

Tabela 14 - Resumo em conformidade dos resultados da tabela acima

Tensão selecionada		K	T	kVp medido
50	E(%)	***	-0,91	-5,81
	R(%)	0,9	-0,2	-0,13
Tensão selecionada		K	T	kVp medido
75	E(%)	***	-5,1	-5,3

	R(%)	4,67	-4,39	0,7
Tensão selecionada		K	T	kVp medido
90	E(%)	***	-1,1	-1,19
	R(%)	1,63	0,57	0,45

	Reprodutibilidade (%)			Exatidão	
	Exposição	Tempo	Tensão	Tempo	Tensão
Para kVp	4,7	0,57	0,7	-5,10	-5,181
Para o kVp	75	90	75	75	50
Resultado	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme

Fonte: do Autor (2021).

### A 1.2 Avaliação da camada semi redutora (CSR)

O objetivo deste teste é verificar a qualidade do feixe de raios X. Nessa avaliação foi utilizado o mesmo detector Unfors, que foi posicionado em um suporte, distante de fontes de retroespalhamento e alinhada com o tubo de raios X, de modo a ficar com sua superfície perpendicular ao feixe de radiação e o seu centro sensível a 1 metro do ponto focal.

O campo de luminoso do equipamento de raios X foi aberto de modo a cobrir todo o volume sensível do detector. Com uma técnica que fornecesse a tensão de pico real de 80 kV e corrente elétrica e tempo de exposição que variaram em função do rendimento do tubo de raios X, realizou-se quatro medidas da taxa de kerma no ar.

Após a adição de um filtro de alumínio, de espessura bem definida, foram realizadas três medidas e registrados seus valores. Em seguida foi adicionado outro filtro de alumínio e realizou-se mais três medidas. Este procedimento foi realizado até que se obtivesse uma espessura de filtração, que tornasse possível o cálculo da camada semi redutora através da equação 19 (BRASIL, 2005).

$$CSR = \frac{x^2 \times \ln\left(\frac{L^1}{L^2}\right) - x^1 \times \ln\left(\frac{L^1}{L^0}\right)}{\ln\left(\frac{L^1}{L^2}\right)} \quad (19)$$

Onde:  $L^1$  = leitura de exposição imediatamente superior a  $L_0/2$ ;  $L^2$  = leitura de exposição imediatamente inferior a  $L_0/2$ ;  $x^1$  = espessura de Al correspondente à leitura  $L_a$  e  $x^2$  = espessura de Al correspondente à leitura  $L_b$ .

A Tabela 15 apresenta os resultados para qualidade do feixe de raios X.

Tabela 15 - Resultados para Camada Semi-redutora do feixe de raios X

Valores medidos			Valor do CSR (mmAl)	
kVp	mAs	T (ms)	Medido	Referência
82,7	20	100,8	3,1	2,35
81,8	40	198,6	3,1	2,33
82,1	63	316	3,1	2,34
82,8	80	403,4	3,2	2,35
Média			3,1	2,34
<b>Resultado</b>			<b>Conforme</b>	

Fonte: do Autor (2021).

### A 1.3 Linearidade da Taxa de kerma no Ar e Rendimento do tubo de raios X

O objetivo do teste foi:

- Avaliar a linearidade e o rendimento do KERMA no ar e;
- rendimento do KERMA no ar.

Essa avaliação foi realizada com a mesma instrumentação utilizada no teste que avaliou a camada semi-redutora. O detector foi posicionado em um suporte, distante de fontes de retroespalhamento e alinhado com o tubo de raios X, de modo a ficar com sua superfície perpendicular ao feixe de radiação e centro sensível a 1 metro do ponto focal. O campo luminoso do equipamento de raios X foi aberto de modo a cobrir todo o volume sensível do detector.

Foi escolhida uma técnica que fornecesse uma tensão de pico real de 80 kV e uma carga elétrica e tempo de exposição dentro da faixa utilizada clinicamente. Em seguida foram realizadas quatro medições do Kerma no ar incidente e o rendimento foi calculado através da equação 20.

$$R(mGy/mA \text{ min}) = \frac{0,876 \times L_{med} \times f(P,T) \times 0,01 \times 60}{I \times t} \quad (20)$$

Onde:  $L_{med}$  = média das leituras em mR;  $f(P,T)$  = fator de correção para pressão e temperatura; tempo de exposição em segundos e  $I$  = corrente em mA.

Tabela 16 - Resultados para Linearidade da Taxa de Kerma no ar e rendimento para foco fino do tubo de raio X

Fatores Selecionados	Valores Medidos	Rendimento



kVp	mA	T(ms)	mA.s	K <sub>AR</sub> (μGy)	T(ms)	kVp med	μGy/mAs	Gy/mAmin <sup>2</sup>
80	100	100	11	382	100,8	82,7	34,7	0,58
	100	200	22	814	201,1	81,8	37,0	0,62
	100	315	30	1022	321,1	82,1	34,1	0,57
	100	400	40	1420	401,7	82,8	35,5	0,59
<b>Valor Máximo</b>							37,0	0,62
<b>Valor Mínimo</b>							34,1	0,57
<b>Média</b>							35,3	0,59
<b>Rendimento</b>							37	-
<b>Linearidade (%)</b>							8,26%	
<b>Resultado</b>							Conforme	

Fonte: do Autor (2021).

Tabela 17 - Resultados para Linearidade da Taxa de Kerma no ar e rendimento para foco grosso do tubo de raio X

Fatores Selecionados				Valores Medidos			Rendimento	
Tensão	mA	T(ms)	mA.s	K <sub>AR</sub> (μGy)	T(ms)	kVp med	μGy/mAs	Gy/mAmin <sup>2</sup>
80 kV	200	100	20	980	100,8	81,7	49,0	0,82
	200	200	40	1982	198,6	81,1	49,6	0,83
	200	315	63	3120	316,0	81,1	49,5	0,83
	200	400	80	3821	403,4	81,2	47,8	0,8
<b>Valor Máximo</b>							49,6	0,83
<b>Valor Mínimo</b>							47,8	0,8
<b>Média</b>							49,0	0,82
<b>Rendimento</b>							49,6	-
<b>Linearidade (%)</b>							3,67%	
<b>Resultado</b>							Conforme	

Fonte: do Autor (2021).

Tabela 18 - Mostra relaciona os valores selecionados no painel de controle do equipamento e os valores medidos com detector Unfors Xi R/F para estimar o rendimento do tubo de raios X

Valores Selecionados			Valores Medidos			Rendimento	
kVp	mA	T(ms)	mAs	K <sub>AR</sub> (mGy)	T(ms)	kVp med	mGy/mAs
<b>80</b>	200	100	20	1,335	100,8	81,7	0,0668
	200	200	40	2,724	198,6	81,13	0,0681
	200	315	63	4,726	316	81,16	0,075
	200	400	80	5,422	403,4	81,17	0,0678
<b>Média:</b>						81,29	0,0694

Fonte: do Autor (2021).

A Tabela 19 apresenta os resultados dos testes do equipamento de raios X. Os resultados foram considerados aceitáveis quando atendiam às normas do Ministério da Saúde (RDC Nº 330, 2019).

Tabela 19 - relaciona os testes de controle de qualidade do equipamento de raios X e seus respectivos resultados (RDC 330, N° 52, 2019)

Testes aplicados	Resultados
Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de Raios X	Aceitável
reprodutibilidade e linearidade da taxa de KERMA no ar	Aceitável
rendimento do tubo de raios X	Aceitável
exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição	Aceitável
camada semi-redutora (CSR)	Aceitável

Fonte: do Autor (2021).

## A 2 Controle de Qualidade do equipamento digitalizador de imagens

### A 2.1 Artefatos, integridade, sensibilidade e uniformidade dos detectores

Neste teste verificou-se a sensibilidade e homogeneidade da resposta da placa de imagem (PI) usada na pesquisa para aquisição de todas as imagens do objeto simulador. Para esse teste a imagem obtida deve apresentar-se livre de artefatos quando visa com largura e nível de janela clínicos. Medidas dos valores médios de pixels são feitas nos quatro quadrantes da imagem bem como na posição central. O valor médio de pixel de cada ROI não deve exceder 10% da média global. A Tabela 20 apresenta os resultados para avaliação do cassete usado na pesquisa.

Tabela 20 - relaciona os testes de controle de qualidade do sistema de radiologia computadorizada e seus respectivos resultados (RDC 330, N° 52, 2019)

Parâmetros Técnicos selecionados					
Ponto focal	Tensão	Corrente	Tempo	mA.s	DFD
Foco fino	40 kV	100 mA	25 ms	2,5	1,2m
Uniformidade da resposta do detector (RI)					
Cassete	Quadrante	Número de pixel	Variação %		
35x43 cm	Superior Direito	58,3	- 6,48 %		
	Superior esquerdo	64,2	+ 2,98 %		
	Inferior Direito	56,8	- 8,89 %		
	Inferior Esquerdo	67,7	+ 8,60 %		
	Centro	64,7	+ 3,79 %		
	Média	62,3	-		
	Artefatos: Não é permitida a presença de artefatos na imagem				
Chassis: O chassi e cassete devem se apresentar íntegros					Conforme
Uniformidade: Desvio máximo aceitável de valor médio e pixel deve ser menor ou igual a 10%					Conforme

Fonte: do Autor (2021).

### A 2.2 Calibração do Indicador de exposição

O sistema de radiologia digital fornece um valor de índice de exposição (IE), que é exibido em todas as imagens na tela de visualização do console do usuário do sistema RC. Esta é uma estimativa da exposição incidente no cassete, o IE é

calculado a partir do conhecimento do valor médio de pixel desta região. Portanto, o IE está relacionado com a exposição da placa de imagem (PI) na região de anatomia clínica.

A Tabela 21 relaciona os resultados da avaliação do índice de exposição com os valores de referência recomendados pelo fabricante.

Tabela 21 - Relaciona os testes de controle de qualidade do sistema de radiologia computadorizada e seus respectivos resultados (RDC 330, N° 52, 2019)

<b>Calibração do Indicador de exposição</b>			
<b>Fabricante</b>	<b>Nomenclatura utilizada para o IE</b>	<b>Valor recomendado e variação aceitável</b>	<b>Valor obtido</b>
Agfa Healthcare	Deviation Index (DI)	0,0 ± 2,0	0,5
<b>Resultado</b>			<b>Conforme</b>

Fonte: do Autor (2021).

### A 2.3 Resultados dos testes de controle de qualidade (CQ)

Os resultados dos testes de constância para o equipamento radiográfico e digitalizador de imagem bem como os resultados para qualidade do feixe (camada semi-redutora - CSR) e rendimento do tubo de raios X estão resumidos e foram apresentados na Tabela 22.

Tabela 22 - Resumo dos resultados dos testes de controle de qualidade do equipamento radiográfico e digitalizador de imagem (RDC 330,2019)

<b>Controle de qualidade do equipamento radiográfico</b>								
<b>Teste</b>	<b>Reprodutibilidade</b>			<b>Exatidão</b>		<b>Rendimento</b>	<b>CSR (mmAl)</b>	
	<b>Exposição</b>	<b>Tempo</b>	<b>kVp</b>	<b>Tempo</b>	<b>kVp</b>	<b>Linearidade</b>	<b>µGy/mAs</b>	<b>Alta frequência</b>
<b>Valores obtidos</b>	4,7%	0,57%	0,7%	-5,1%	-5,81%	3,67%	49,55	3,13
<b>Tolerância</b>	≤10%	≤10%	≤5%	≤10%	≤10%	≤20%	-	2,9
<b>Resultado</b>	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme
<b>Controle de qualidade do equipamento digitalizador de imagens</b>								
Maior variação da Uniformidade da resposta do detector (RI)						8,89%	Conforme	
Artefatos: Não foi encontrado artefatos								Conforme

Chassis: O chassi e cassete se apresentavam íntegros	Conforme
Uniformidade: Desvio máximo aceitável de valor médio e pixel deve ser menor ou igual a 10%	Conforme

**Calibração do Indicador de exposição**

<b>Fabricante</b>	<b>Nomenclatura utilizada para o IE</b>	<b>Valor recomendado e variação aceitável</b>	<b>Valor obtido</b>	
Agfa Healthcare	Desviation Index (DI)	0,0 + ou - 2,0	0,5	Conforme

Fonte: do Autor (2021).

Os resultados foram considerados aceitáveis quando atendiam a legislação vigente. Os resultados de constância do equipamento radiográfico mostraram que o erro menor que 6% no pior caso, está abaixo dos 10% aceitos como limite na legislação, o que garante ao mesmo, boa reprodutibilidade. O limite mínimo para a CSR em 80 kVp é de 2,9 mAl, e como foi encontrado 3,13 mAl, o equipamento está conforme a legislação, sendo assim apto para realização da pesquisa.