

# **AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DO USO DE FILTRAÇÃO ADICIONAL NA SAÍDA DO TUBO RADIOGRÁFICO CLÍNICO NA QUALIDADE DE IMAGEM PARA ENSAIOS NÃO DESTRUTIVOS EM RADIOLOGIA INDUSTRIAL<sup>1</sup>**

## *EXPERIMENTAL EVALUATION OF THE USE OF ADDITIONAL FILTRATION AT THE CLINICAL RADIOGRAPHIC TUBE OUTLET ON IMAGE QUALITY FOR NON-DESTRUCTIVE TESTING IN INDUSTRIAL RADIOLOGY<sup>1</sup>*

**Thiago Victorino Claus<sup>2</sup>, Felipe Arboitte Torrel de Bail<sup>3</sup>,  
Bárbara Bohrer<sup>3</sup> e Herculis Rolin Torres<sup>4</sup>**

### **RESUMO**

Neste estudo experimental, investigou-se o efeito da filtração adicional na qualidade de imagem (QI) em ensaios não destrutivos para a radiologia industrial. Foram adicionados filtros de alumínio, cobre e combinações deles na saída de um tubo radiográfico clínico, utilizando uma peça de motor de alumínio como objeto simulador para gerar contraste. As imagens foram digitalizadas por um sistema de radiologia computadorizada (RC), e a QI foi avaliada por meio de análise de histograma e regiões de interesse (ROI) na peça. Os descritores de relação sinal-ruído (RSR) e relação contraste-ruído (RCR) foram utilizados para análise, com o auxílio do software ImageJ. A técnica de referência consistiu na aquisição de imagens sem filtração adicional, e as imagens obtidas com diferentes filtros foram comparadas a essa imagem de referência. Os resultados indicaram que a adição de filtração adicional pode melhorar a QI de peças metálicas processadas por um sistema de RC. Os filtros IF5, IF8 e IF11 mostraram melhorias significativas na QI em comparação com a imagem sem filtração, com melhorias que variaram de 38,2% a 87,8% para RSR e de 38,2% a 84,1% para RCR. Esses resultados sugerem que a utilização de filtros de filtração adicional pode aprimorar a eficácia e precisão dos procedimentos de radiologia industrial, proporcionando resultados mais confiáveis e de alta qualidade em análises e inspeções.

**Palavras-chave:** Raios X, Radiologia Computadorizada, Razão sinal-ruído, Razão contraste-ruído, teste não-invasivo.

### **ABSTRACT**

*In this experimental study, the effect of additional filtration on image quality (IQ) in non-destructive testing for industrial radiology was investigated. Aluminum, copper, and combinations of them were added as filters at the output of a clinical X-ray tube, using an aluminum motor part as a contrast-generating simulator object. The images were scanned using a computerized radiology (CR) system, and IQ was evaluated through histogram analysis and regions of interest (ROI) in the object. Signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) descriptors were used for analysis with the assistance of ImageJ software. The reference technique involved acquiring images without additional filtration, and the images obtained with different filters were compared to this reference image. The results indicated that the addition of additional filtration filters can improve IQ in metallic parts processed by a CR system. The IF5, IF8, and IF11 filters showed significant improvements in IQ compared to the unfiltered image, with improvements ranging from 38.2% to 87.8% for SNR and from 38.2% to 84.1% for CNR. These results suggest that the use of additional filtration*

<sup>1</sup> Trabalho apresentado à disciplina de Radiologia Industrial do curso de tecnólogo em radiologia.

<sup>2</sup> Radiologia e Física Médica E-mail: thiago.claus@ufn.edu.br. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1446-0721>

<sup>3</sup> Acadêmicos do curso de Radiologia. E-mail: felipedebail@gmail.com; barbararenzi21@gmail.com

<sup>4</sup> Mestre em Management Health Care - Must University - Miami - FL - USA. E-mail: herculisrolinstorres69@gmail.com

*filters can enhance the effectiveness and accuracy of industrial radiology procedures, providing more reliable and high-quality results in analyses and inspections.*

**Keywords:** *X-Ray, Computed Radiology, Signal-to-Noise Ratio, Contrast-to-Noise Ratio, Non-invasive testing*

## INTRODUÇÃO

Os tubos radiográficos, comumente usados em instalações científicas, industriais e médicas, produzem um amplo espectro de energia de raios X (feixe de fótons polienergético). No entanto, os fótons de baixa energia não contribuem para formação da imagem, principalmente em radiologia geral. Somente os mais energéticos atravessam estruturas complexas e geralmente metálicas, permitindo a análise e o diagnóstico da integridade da peça radiografada (TROMBINI; DYTZ, 2013).

Atualmente, estudos de Baur *et al.* (2019), destacaram que nas instalações comuns de imagiologia de raios X, a formação da imagem digital (ID) é dependente da intensidade do feixe resultante do objeto radiografado que atinge o detector que responde a fótons de diferentes energias, dependendo de sua sensibilidade espectral. Como resultado o valor de cinza de um pixel específico dependerá de três fatores distintos: o espectro de raios X emitido, o coeficiente de atenuação  $\mu(E, Z, \rho)$  e a curva de sensibilidade do sistema de radiologia computadorizada (RC). Esses elementos combinados determinam a representação do nível de cinza em um determinado pixel que compõe a ID.

Outros estudos de Tompe e Sagar (2020), enfatizaram que a principal função de um sistema de imagens radiográficas é transformar as diferenças físicas de contraste, ou densidades, de um objeto em um contraste visível na imagem resultante, ou seja, o contraste radiográfico não é mais o fator predominante para a qualidade de imagem (QI), como era no sistema de tela-filme, uma vez que pode ser ajustado por meio de técnicas de pós-processamento de imagem.

De forma geral, a qualidade a intensidade do feixe de raios X e a sensibilidade do detector de radiação também são afetadas pela energia do feixe, o que influencia a forma como a atenuação efetiva varia com a espessura do filtro. No entanto, em sistemas de RC, é possível ajustar eletronicamente o brilho da imagem digital (ID) em uma ampla gama de espectro de raios X, o que permite a manipulação da imagem sem a necessidade de filtros físicos (BUSHONG, 2010).

De acordo com Trombini e Dytz (2013), na radiologia industrial as imagens são de objetos inertes e que a preocupação com efeitos nocivos das radiações ionizantes refere-se apenas aos profissionais que realizam os procedimentos, ou seja, não há exposição humana proposital no feixe de radiação primário e a QI das peças depende do feixe de radiação e o tipo de processamento de imagem usado. Deste modo, o objetivo deste estudo experimental foi avaliar a influência da filtração adicional de Al, Cu e uma mistura entre eles colocada diante de um campo de raios X durante a obtenção de imagens de um objeto simulador, na perspectiva de melhorar a QI (em comparação à obtida sem filtração adicional) para ensaios não destrutivos de radiologia industrial em Sistema

de RC. Por fim, uma relação entre o tipo de material e a espessura de filtração para melhoria da QI será apresentada.

## INTERAÇÃO DO FEIXE DE RAIOS X COM MATERIAIS DO ESTUDO

A radiografia industrial utiliza raios X para obter imagens de objetos inertes, especialmente estruturas complexas e metálicas, permitindo a inspeção e diagnóstico da integridade das peças radiografadas.

A interação dos raios X com a matéria apresenta propriedades corpusculares como partículas conforme a teoria dual da radiação eletromagnética (EISBERG, 1979). 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. Os efeitos dependem do número atômico do absorvedor e da energia dos fótons de raios X (TAUHATA, 2013).

De acordo com Yoshimura (2009), o coeficiente  $\mu$ , chamado de coeficiente de atenuação, representa a seção de choque de interação entre cada fóton e o meio que atravessa, por unidade de volume. Segundo Eisberg (1979), Johns (1983) e Bushong (2010), o coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ) depende da configuração eletrônica dos átomos presentes no material (representada pelo número atômico  $Z$  dos elementos) e da densidade  $\rho$  do material, ou seja, a probabilidade por unidade de distância atravessada que um fóton interage por um processo físico ou outro ( $Z$ ,  $\rho$ ), assim caracteriza-se por dimensões do inverso do comprimento ( $m^{-1}$ ) e valor dependente da energia do fóton e do material sendo atravessado.

Para Okuno e Yoshimura, (2016), a dependência em relação à densidade  $\rho$  é linear, considerando o número de átomos por volume, e pode ser tratada de forma simplificada utilizando o coeficiente de atenuação de massa ( $\frac{\mu}{\rho}$ ). Segundo Tauhata (2013), neste caso se deve a probabilidade de um fóton interagir por  $g\text{ cm}^{-2}$  do material sendo atravessado, valor obtido pela divisão de  $\mu$  pela densidade  $\rho$  do material, geralmente expressado em  $cm^2/g$ . Para Johns (1983), o coeficiente ( $\frac{\mu}{\rho}$ ) simplifica o tratamento de misturas, facilitando a análise da atenuação da radiação.

De acordo com Attix (2008), para um feixe monoenergético o valor do coeficiente de atenuação de massa ( $\frac{\mu}{\rho}$ ) pode ser obtido matematicamente e ou alternativamente pelo seguinte procedimento, conforme a Equação 1.

$$\frac{X}{X_0} = 0,5 = e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{eq} \times CSR^1 \times \rho} \quad (1)$$
$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right) = \frac{0,6931}{\rho \times CSR^1} \text{ (cm}^2/\text{g)}$$

Onde  $CSR^1$ , deve ser expressa em centímetros. O valor de energia (keV) correspondente a  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ , pode então ser obtido por interpolação em tabelas.

Segundo Yoshimura (2009), o termo  $e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)eq \times CSR' \times \rho}$  representa a probabilidade de não interação por qualquer dos efeitos, ao atravessar uma espessura X de material. Os filtros são estruturas metálicas lisas, sendo o cobre (Cu) e o alumínio (Al) os dois metais mais usados na prática da radiologia. Esses filtros apresentam a capacidade de modificar tanto a qualidade quanto a quantidade do feixe de raios X, originalmente produzido, o que pode influenciar na imagem radiográfica (BITELLI, 2006).

Na Tabela 1, estão representados os dois materiais mais usados na prática do radiodiagnóstico e suas características físicas.

**Tabela 1** - Descreve as principais características dos filtros usados no estudo

Material	Símbolo	Número atômico (Z)	Densidade ( $\rho$ ) $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$	Coeficiente de atenuação de massa $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ para 70 keV $\left[\frac{m^2}{kg}\right]$	Energia da camada (keV)	
					K	L
Alumínio	Al	13	2699	$2,02 \times 10^{-2}$	1,559	0,087
Cobre	Cu	29	8960	$7,60 \times 10^{-2}$	8,980	1,100

Fonte: Adaptado pelo autor de (Khan, 2014; P.36).

O filtro de cobre apresenta uma densidade ( $\rho$ ) aproximada 70% maior em comparação com o filtro de alumínio e essa proporcionalidade também se aproxima para o coeficiente de atenuação de massa  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$  para energia (E) de 70 keV, ou seja, uma espessura de filtro de 0,2 mm Cu equivale à 2,5 mm Al, aproximadamente.

Para Bushong (2010), em radiodiagnóstico a qualidade do feixe de raios X pode ser medida pelo teste de verificação da camada semi-redutora (CSR), ou seja, espessura de material (filtro) colocada diante do feixe primário de raios X que reduz a intensidade do mesmo a metade de seu valor original. A CSR faz parte de um conjunto de testes de controle de qualidade em radiodiagnóstico.

Segundo Attix (2008), o feixe de raios X é caracterizado também em termos da primeira e segunda camada semi redutora ( $CSR^1$  e  $CSR^2$ ), respectivamente, ou seja, a primeira atenua a intensidade inicial do feixe a metade e a segunda atenua em cinquenta por cento do feixe previamente atenuado, resultando em setenta e cinco por cento de atenuação do feixe principal.

Ainda Attix (2008), destaca que o coeficiente de homogeneidade (CH), que relaciona as  $CSR^1$  e  $CSR^2$ , conforme a Equação 2:

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

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

## MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi realizado no laboratório de radiodiagnóstico dos cursos de graduação de Tecnologia em Radiologia e Física Médica, como parte das pesquisas desenvolvidas durante a disciplina de Radiologia Industrial da Universidade Franciscana (UFN), na cidade de Santa Maria - RS, no ano de 2023.

## EQUIPAMENTOS

Neste estudo, foi utilizado um sistema radiográfico e um sistema de digitalização das imagens de radiologia computadorizada (RC). O equipamento radiográfico foi utilizado para a obtenção das imagens. Ele opera em uma faixa de tensão entre 40 e 120 kVp e corrente entre 100 e 630 mA, estando acoplado a um gerador de alta frequência. Para a detecção das imagens, foi utilizado um cassete de tamanho 35 cm x 43 cm contendo uma placa de imagem (PI) do respectivo tamanho. Esse cassete foi processado em uma leitora de imagens (Sistema RC) e as imagens foram visualizadas no monitor da estação de trabalho do próprio sistema. As medidas do feixe de raios X foram avaliadas utilizando um sistema dosimétrico (detector de estado sólido). Além disso, um micrômetro eletrônico foi utilizado para medir a espessura das placas lisas de Al e Cu utilizadas no estudo. Na Tabela 2 estão representados os sistemas, marcas e modelos utilizados na pesquisa.

**Tabela 2** - Descritivo dos sistemas usados na pesquisa

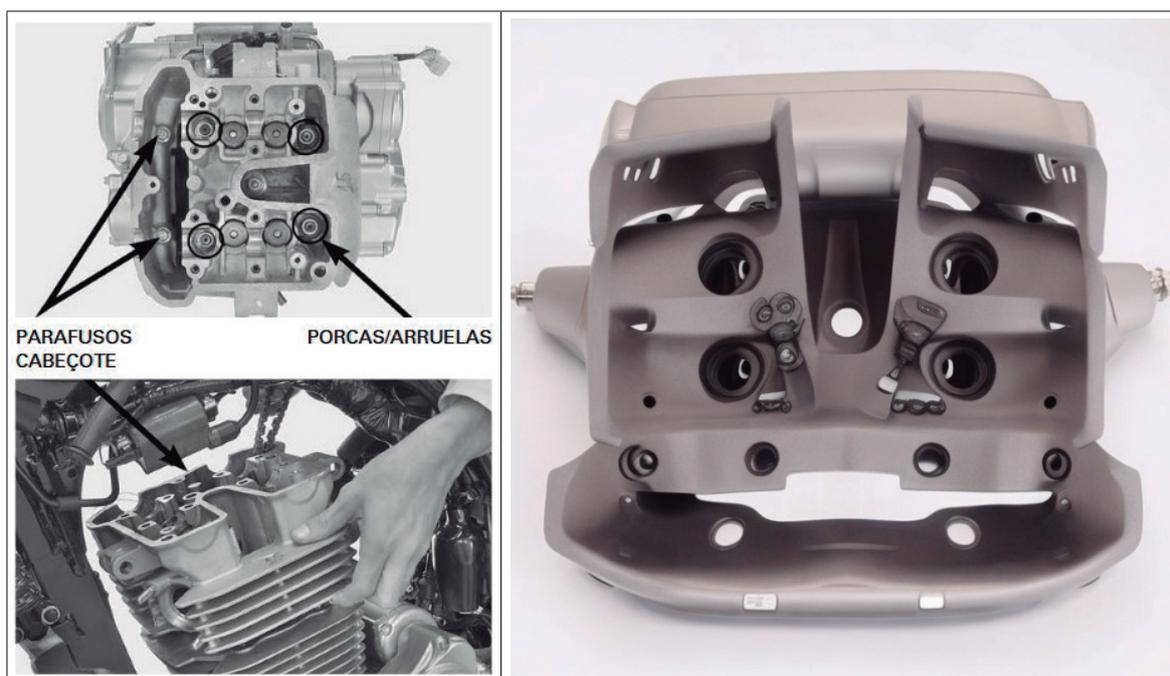
SISTEMA	MARCA	MODELO
Radiográfico	Intecal	MAAF
Radiologia Computadorizada (CR)	Carestream	Direct View Classic CR
Placa de Imagem (PI)(35X43)	Carestream	-
Sistema Dosimétrico <sup>[a]</sup>	RaySafe Xi	Unfors
Software	<i>ImageJ</i>	Ver. 1.8.0_112
Micrômetro eletrônico	Mitutoyo	IP54

Do próprio autor (2023). <sup>[a]</sup>O sistema dosimétrico, que foi usado para o estudo, foi calibrado na Universidade Federal de Pernambuco-UFPE pelo departamento de Energia Nuclear no laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes.

## OBJETO SIMULADOR

Durante a aquisição das imagens, foi escolhida uma peça metálica, especificamente uma tampa de válvulas de motocicleta usada. A estrutura básica do cabeçote é feita de uma liga de alumínio ou metais com propriedades similares. Suas características físicas irregulares, como orifícios para parafusos, porcas e arruelas, juntamente com as aberturas da peça em questão (conforme ilustrado na Figura 1), permitiram a medição e comparação das imagens obtidas com diferentes intensidades de filtro (IF).

Figura 1 - Peça metálica usada para obtenção das imagens



Fonte: [www.motosblog.com.br](http://www.motosblog.com.br).

Na Figura 1, estão representados a tampa de motor de dupla árvore de comando sobre o cabeçote (do inglês Double Overhead Camshaft -DOHC). Similar ao comando de válvulas simples no cabeçote (do inglês Single Over Head Camshaft- OHC), entretanto, existem duas árvores de comando no cabeçote (uma para as válvulas de admissão, outra para as de escape). Considera-se um tipo mais moderno, e geralmente, os motores possuem mais do que duas válvulas por cilindro.

## FILTROS

Foram usadas 6 (seis) placas de alumínio de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  com 0,5mm de espessura (Figura 2.0A) e 1 placa de cobre de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  com 0,15 mm de espessura (Figura 2.0B) inseridas na caixa de colimação do equipamento radiográfico durante a obtenção das imagens e medidas de qualidade do feixe de raios X (CSR) e Dose de radiação ( $K_{AR}$ ).

**Figura 2** - Espessura dos filtros de Al e Cu com o uso de um micrômetro eletrônico.

Do próprio autor (2023).

## **METODOLOGIA**

A pesquisa foi realizada em 4 (quatro) etapas: Primeira Etapa: Aquisição das imagens usando o objeto simulador (peça metálica) e medidas do feixe de raios X. Segunda etapa: Avaliação da qualidade das imagens (QI): sinal e ruído (Histogramas e ROI's). Terceira etapa: Descritores de QI (Cálculo de RSR e RCR) e Quarta etapa: Análise dos dados e critérios de seleção do melhor filtro utilizado.

## **AQUISIÇÃO DAS IMAGENS E MEDIDAS DO FEIXE DE RAIOS X**

Durante a aquisição das imagens e a medição do feixe de raios X, os fatores de exposição foram mantidos constantes. A tensão de pico (kVp) foi fixada em 70, a corrente elétrica (mA) foi selecionada como 200 e o produto corrente pelo tempo foi definido como 20 mAs. Para investigar a influência da filtração, foram utilizados 7 filtros em diferentes combinações. Cada conjunto de filtros foi associado a um Índice de Filtração (IF). A denominação IF1 representa o feixe original, sem filtração, apenas com a filtração total do cabeçote, de 2,90 mmAl conforme obtida durante os testes de controle de qualidade, conforme descrito na Tabela 3.

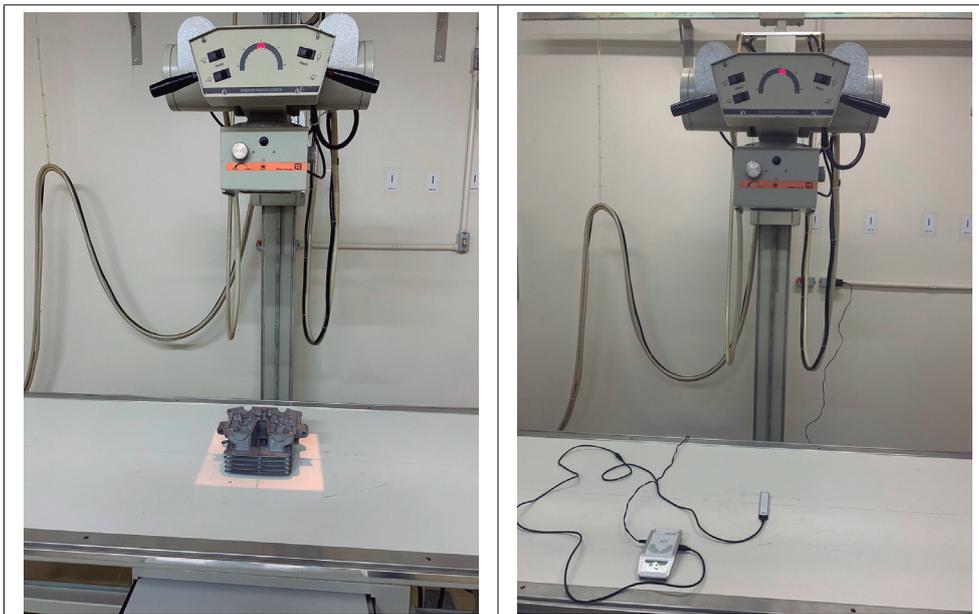
**Tabela 3** - Identificação do IF, quantidade de placas e espessura final do material adicionado.

Filtração adicional		
IF	Placas	Espessura final
1	-	sem filtração
2	1 x Al	0,5mm Al
3	2 x Al	1,0mm Al
4	3 x Al	1,5mm Al
5	4 x Al	2,0mm Al
6	5 x Al	2,5mm Al
7	6 x Al	3,0mm Al
8	1 x Cu	0,15mm Cu
9	1 x Cu + 1 x Al	0,15mm Cu+0,5mm Al
10	1 x Cu + 2 x Al	0,15mm Cu+1,0mm Al
11	1 x Cu + 3 x Al	0,15mm Cu+1,5mm Al
12	1 x Cu + 4 x Al	0,15mm Cu+2,0mm Al
13	1 x Cu + 5 x Al	0,15mm Cu+2,5mm Al
14	1 x Cu + 6 x Al	0,15mm Cu+3,0mm Al

Do próprio autor (2023).

A peça foi colocada sobre a mesa de exames para captura das imagens, sendo posicionada no centro do campo luminoso de 30 cm x 30 cm, abrangendo toda a peça e suas margens de segurança (ver Figura 3). Um total de 14 radiografias do objeto simulador foi adquirido, obtendo-se uma imagem para cada índice de exposição (IF). Durante esse processo, os valores de IF foram registrados no sistema de RC.

A Figura 3 apresenta as configurações de irradiação utilizadas, mostrando a obtenção das imagens com o auxílio de uma grade antidifusora e a medição do feixe de radiação. Ambas as técnicas foram realizadas com uma distância foco-receptor de um metro (100 cm).

**Figura 3** - Geometria de exposição para aquisição de imagens da peça e medida do feixe de raios X.

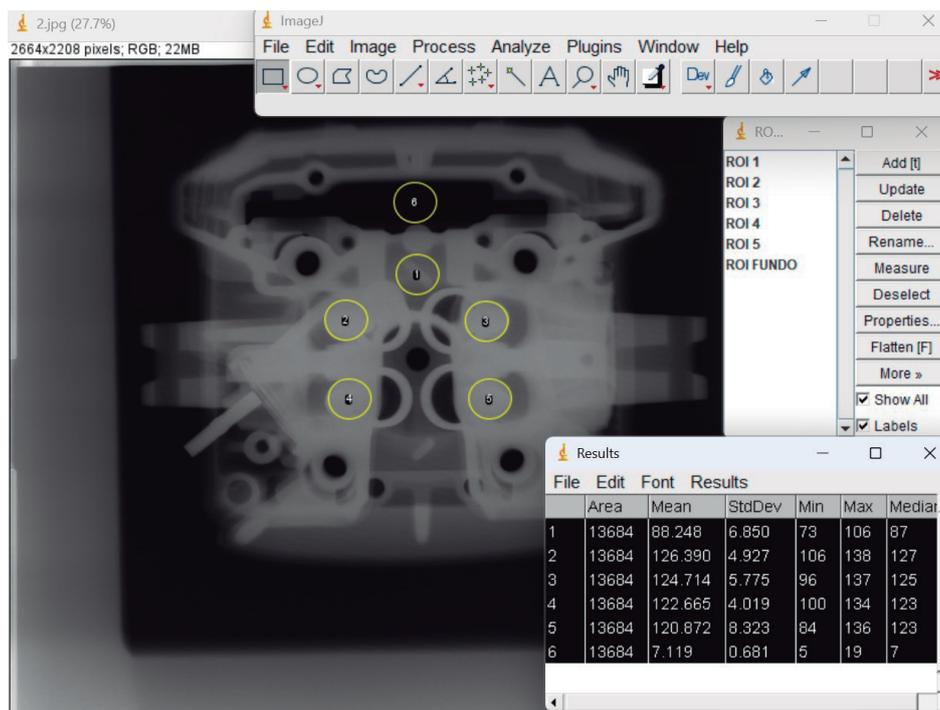
Fonte: Do próprio autor (2023). a) Geometria para obtenção das imagens da peça, onde DFR é a distância fonte receptor de imagem e RC é o raio central. b) Geometria de irradiação para obtenção dos parâmetros de qualidade do feixe de raios X e dose de radiação ( $CSR$  e  $K_{AR}$ ).

## AValiação DO SINAL E RuÍDO

Utilizando o programa (software) ImageJ, abrimos as imagens radiográficas e fizemos o comando para gerar um Histograma (ctrl h). O histograma será exibido em uma nova janela. O eixo X representa os valores de intensidade de pixel e o eixo Y representa a quantidade de pixels que possuem esses valores (WAYNE, 2023). De modo geral cada imagem apresenta um valor médio de sinal e desvio padrão (ruído) contido em cada imagem.

A qualidade das imagens foi avaliada por meio de software de domínio público, *ImageJ* (WAYNE, 2023). Para determinar entre as regiões de interesse (do inglês - regions of interest - ROI), o sinal e o ruído das imagens obtidas, foram selecionados em cada imagem 6 ROIs para cada IF. O primeiro centralizado logo abaixo da abertura frontal do cabeçote (região heterogênea), o segundo, o terceiro, o quarto e o quinto paralelo as aberturas onde ocorre a regulagem (região homogênea) das válvulas sobre a peça do motor o sexto na abertura frontal do cabeçote (região homogênea), este representando o fundo de imagem, todos redondos de mesma área (13,684 mm<sup>2</sup>), como mostrado na Figura 4.

**Figura 4** - Localização dos ROIs na imagem de referência, no programa *ImageJ*



Fonte: Do próprio autor (2023).

Os ROIs foram escolhidos e posicionados manualmente no programa Imagej conforme estruturas identificadas na imagem central da peça, o primeiro representando diferentes tons de cinza, os próximos 4 representando regiões paralelas de mesmo tom de cinza e o último representando uma região de fundo da peça de tom cinza escuro. Para cada imagem foi avaliado o valor do sinal (média do valor de pixels) de cada ROI e o ruído (respectivo desvio padrão). Para se obter uma melhor análise

de QI foi calculado a RSR conforme Mraity e HAAB *et al.* (2016) para obtenção de um descritor de qualidade por imagem (RSR) para cada imagem obtida com o respectivo IF, conforme a Equação 3.

$$RSR = \frac{\text{Sinal médio retirado do ROI 1; 2; 3,4 e 5}}{\text{Ruído de ROI 6}} \quad (3)$$

O ROI 6 ficou fora da estrutura para avaliar o contraste (RCR), conforme adotado pelo estudo de Mraity e HAAB *et al.* (2016) que também usou o ROI 6 fora da estrutura, no caso fora da estrutura anatômica, em nosso trabalho, fora da estrutura metálica em radiologia da peça metálica.

O contraste é gerado pela atenuação diferencial dos raios X por diferentes densidades, outro descritor de QI é a Relação contraste-ruído (RCR): Conforme De Oliveira (2012) pode ser calculado utilizando a diferença nos valores médios entre as ROIs de sinal e o fundo, esta métrica é mais aplicável para objetos simuladores que geram nível de sinal homogêneo das imagens obtidas, conforme Equação 4.

$$RCR = \left| \frac{\text{Média dos valores de sinal Fundo (ROI 6)} - \text{Média dos valores de sinal (ROI 1)}}{\text{Desvio padrão do fundo (ROI 6)}} \right| \quad (4)$$

## CRITÉRIOS DE SELEÇÃO

Por não existirem valores de referência para definir os limites dos descritores de QI, considerou-se os valores “de referência”, aqueles medidos no feixe de raios X, nas imagens (RSR e RCR), adquirida sem filtração (IF1). Optou-se pelo desvio percentual (D%) para comparar as imagens adquiridas com os novos valores obtidos com os demais IF em relação à imagem de referência, conforme a Equação 5.

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

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Segundo Baur *et al.* (2019), a atenuação do feixe de raios X pode ser descrita por um coeficiente que depende do tipo e espessura do material, o coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ). Essa dependência ocorre devido ao endurecimento do feixe de raios X (qualidade do feixe), ou seja, a alteração do espectro de energia (aumento da energia média do feixe) pelo uso de filtração adicional.

## QUALIDADE DO FEIXE (CSR) E QUANTIDADE DE RADIAÇÃO ( $K_{AR}$ )

Inicialmente, com a técnica de 70 kVp selecionada mediu-se, conforme ilustrado na Figura (2b), os valores de CSR e  $K_{AR}$ , para cada IF. Na Tabela 4, estão relacionados os valores médios referentes

às leituras obtidas com o sistema dosimétrico de CSR (mmAl) e  $K_{AR}$  (mGy) para cada espessura, material em função do IF.

**Tabela 4** - Relaciona a Filtração adicionada na saída do tubo radiográfico, CSR e KAR.

IF	Filtração Adicional		Valores Medidos		Valores calculados
	Material	Espessura final	CSR (mm Al)	$K_{AR}$ (mGy)	D% $K_{AR}$
1	-	sem filtração	2,23	2,49	-
2	1 x Al	0,5mm Al	2,51	2,09	-15,92%
3	2 x Al	1,0mm Al	2,78	1,80	-27,66%
4	3 x Al	1,5mm Al	3,02	1,57	-36,99%
5	4 x Al	2,0mm Al	3,26	1,37	-44,99%
6	5 x Al	2,5mm Al	3,46	1,21	-51,31%
7	6 x Al	3,0mm Al	3,64	1,08	-56,41%
8	1 x Cu	0,15mm Cu	4,34	0,82	-67,23%
9	1 x Cu + 1 x Al	0,15mm Cu+0,5mm Al	4,49	0,75	-70,04%
10	1 x Cu + 2 x Al	0,15mm Cu+1,0mm Al	4,63	0,68	-72,62%
11	1 x Cu + 3 x Al	0,15mm Cu+1,5mm Al	4,73	0,62	-75,03%
12	1 x Cu + 4 x Al	0,15mm Cu+2,0mm Al	4,84	0,57	-77,28%
13	1 x Cu + 5 x Al	0,15mm Cu+2,5mm Al	4,94	0,52	-79,05%
14	1 x Cu + 6 x Al	0,15mm Cu+3,0mm Al	5,05	0,49	-80,14%

Fonte: Do próprio autor (2023). O desvio padrão maior, das 4 medidas, foi menor que 2% para o IF7 e os demais ficaram abaixo de 1%.

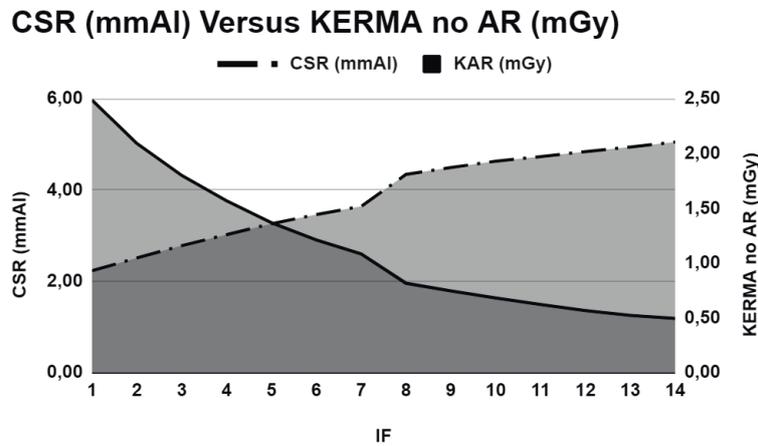
No interior de um material utilizado como filtro, os fótons de baixa energia são mais atenuados em comparação com os de alta energia. Isso implica que a contribuição relativa da parte de alta energia do espectro aumenta à medida que a espessura do material filtrante aumenta, resultando no endurecimento do feixe de raios X. Para quantificar a espessura de um material com base em sua atenuação de raios X, é necessário levar em consideração a qualidade do feixe de raios X, ou seja, os valores medidos da Camada Semi-Redutora (CSR) e de quantidade de dose de radiação, medidas de KERMA no Ar ( $K_{AR}$ ).

A CSR aumenta e o  $K_{AR}$  diminui em função do aumento da filtração adicional, devido ao endurecimento do feixe. A CSR de um feixe de raios X é a espessura de um determinado material que atenua a intensidade do feixe a metade do seu valor inicial. Embora a medida da CSR 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 termos de milímetros de alumínio (mm Al) que é o material mais usado para quantificá-la.

Com o aumento da filtração adicional, verifica-se uma redução no valor do  $K_{AR}$ , o que era esperado. Observa-se que, para o IF8, que corresponde a uma espessura de 0,15 mm de cobre (Cu), há uma influência maior em relação à filtração de alumínio (Al), tanto na CSR quanto no  $K_{AR}$ . Isso

ocorre porque o filtro mais pesado apresenta um maior poder de absorção dos fótons, enquanto o material mais leve tem uma influência menor. Na Figura 5 estão representados graficamente os valores de qualidade do feixe (CSR) e dose de radiação ( $K_{AR}$ ).

Figura 5 - Relaciona CSR (mmAl) com o KERMA no AR (mGy) para cada IF.



Fonte: Do próprio autor (2023).

Neste estudo a espessura de filtro adicionada que reduziu a  $K_{AR}$  a metade e o 3º quartil (75%) do valor inicial foram 2,5 mmAl e 0,15mm Cu+1,5mm Al, respectivamente. Os valores medidos de CSR e o valor calculado do Coeficiente de Homogeneidade (CH) pela Equação 2 estão representados na Tabela 5.

Tabela 5- Relaciona a energia, camadas semi redutoras (CSR) e coeficiente de homogeneidade (CH)

IF	Energia (keV)	Filtração Adicional (mm)	CSR <sup>1</sup> (mmAl)	CSR <sup>2</sup> (mmAl)	CH
6	70	2,5mm Al	3,46	-	
11		0,15mm Cu+1,5mm Al	-	4,73	0,73

Fonte: Do próprio autor (2023).

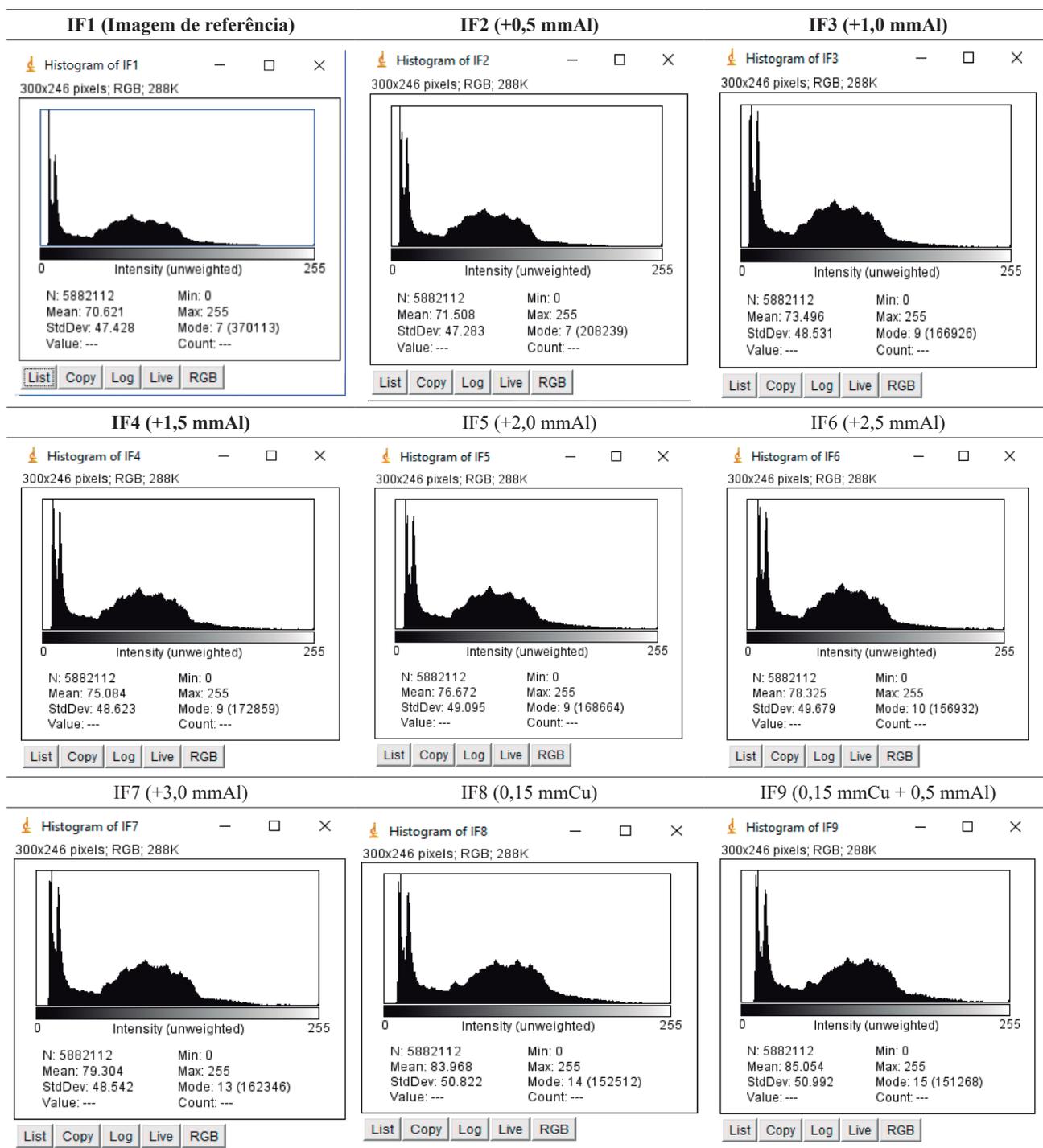
Segundo Attix (2008), tal valor tende a um valor igual a 1 quando o espectro do feixe tende a ser reduzido a um feixe monoenergético. Neste estudo foi obtido um CH de 0,73 para o IF 11, cujo a mescla adicionada foi de 0,15 mm Cu + 1,5 mmAl.

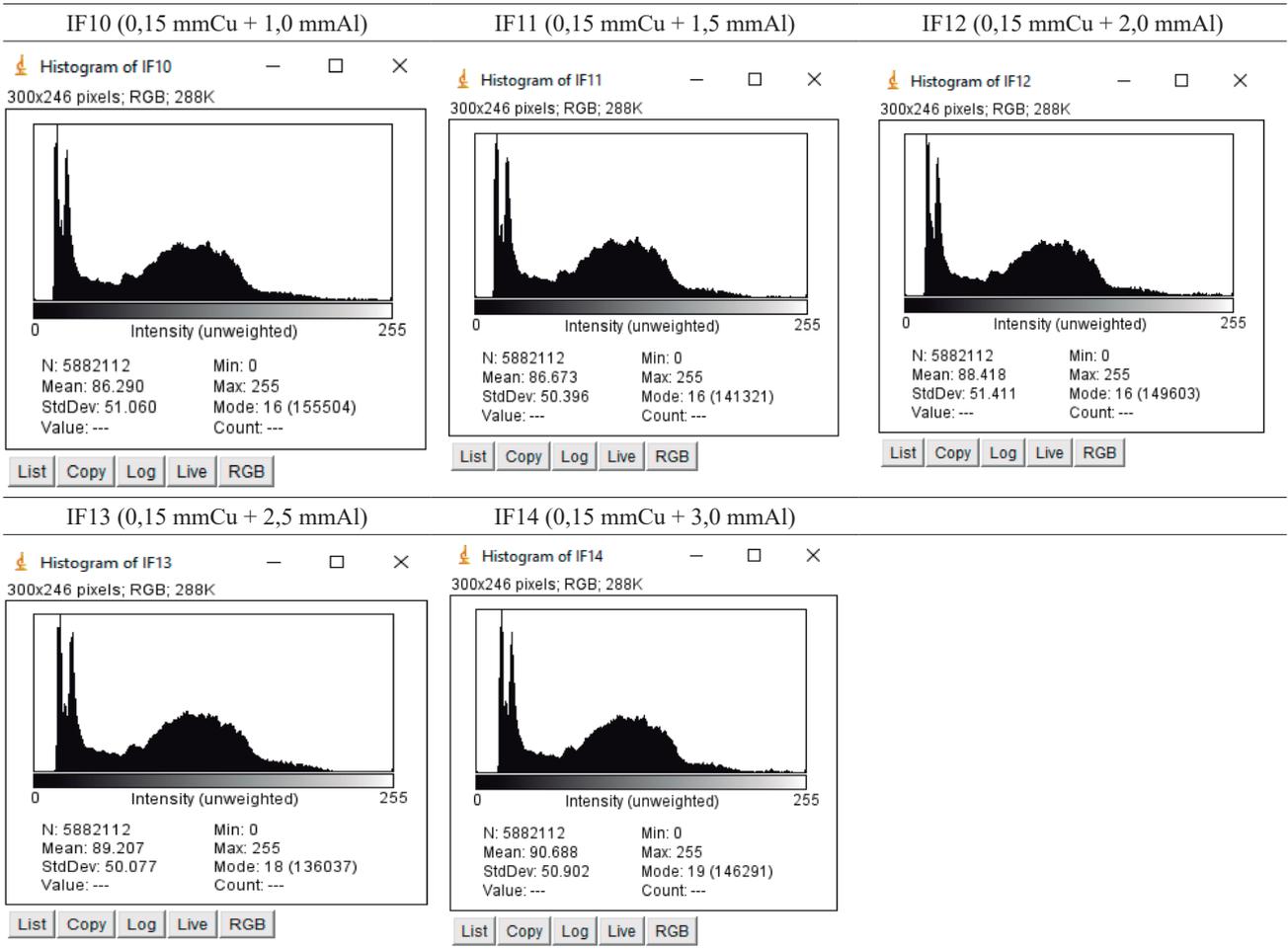
Conforme afirmado por Bitelli (2006), a utilização conjunta de cobre (Cu) e alumínio (Al) é uma prática comum para a composição de um filtro composto, visando a absorção de fótons de maior energia. O cobre desempenha a função predominante na filtragem, enquanto o alumínio é empregado para absorver a radiação característica de aproximadamente 8 keV, resultante da interação dos fótons no cobre, como delineado na Tabela 1 previamente mencionada. Vale salientar que a aplicação da filtração adicional não impactará na energia máxima do feixe, ou seja, os componentes de energia mais elevada do feixe permaneceram praticamente inalterados.

## AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM (HISTOGRAMA)

O histograma de uma imagem é uma representação gráfica de quantos pixels possuem um determinado nível de cinza. Sua interpretação revela a qualidade de uma imagem em relação ao contraste e ao brilho. Na Figura 6, estão apresentados 14 histogramas, um para cada IF, obtidos das ID através do programa computacional imageJ.

Figura 6 - Histograma da imagem de referência e das imagens obtidas para cada IF.

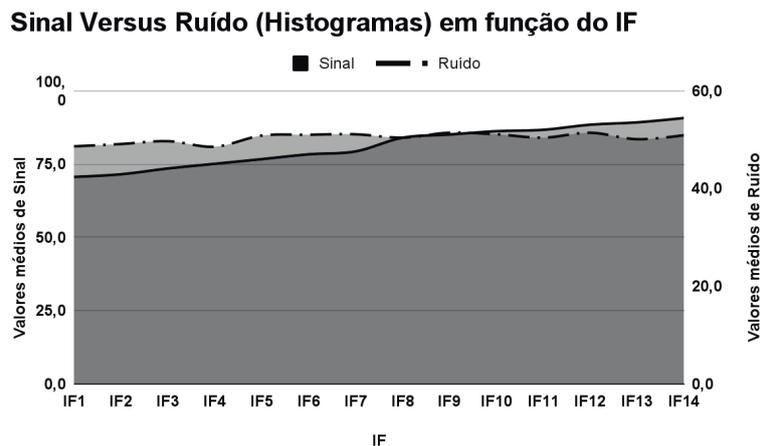




Fonte: Do próprio autor (2023). Os valores em cada imagem são respectivamente o kV, mA.s, mA e tipo de filtração adicional.

O endurecimento progressivo do feixe de raios X devido ao aumento da filtração adicional resulta em um feixe de raios X com energia média maior, o que melhora o poder de penetração do feixe de raios X no objeto simulador radiografado. Esse aumento de energia contribui para uma melhor qualidade da imagem radiográfica, pois permite uma melhor visualização das estruturas internas do objeto radiografado, como mostrado na Figura 7.

Figura 7 - Resultados de sinal e ruído para cada histograma gerado em função do IF.



Fonte: Do próprio autor (2023).

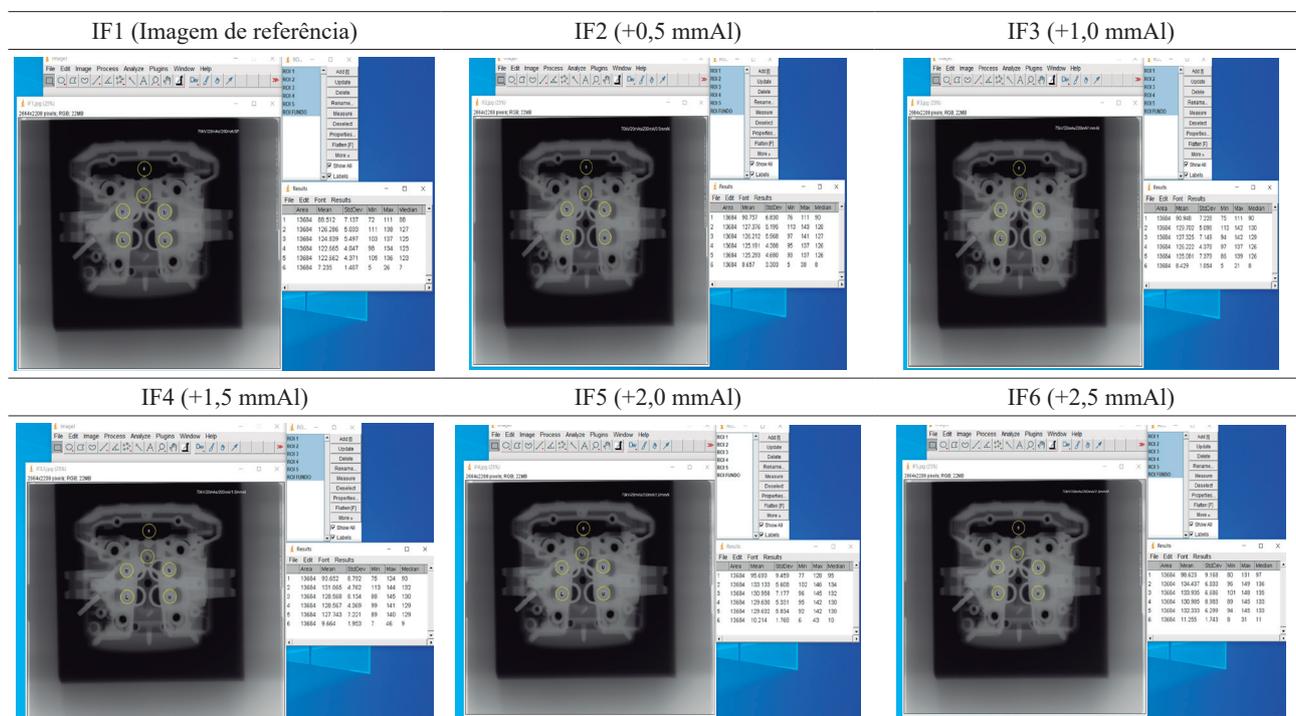
Pela análise da Figura 7, foi observado um aumento no sinal e uma redução no ruído com o aumento da filtração adicional para cada IF. Foi identificado que, para o IF8, equivalente a 0,15 mm de cobre (Cu), houve uma diferenciação ainda maior na relação entre sinal e ruído para a mistura de filtros subsequentes, o que pode ser atribuído à compensação da QI pelo sistema de pós-processamento da radiologia computadorizada (RC).

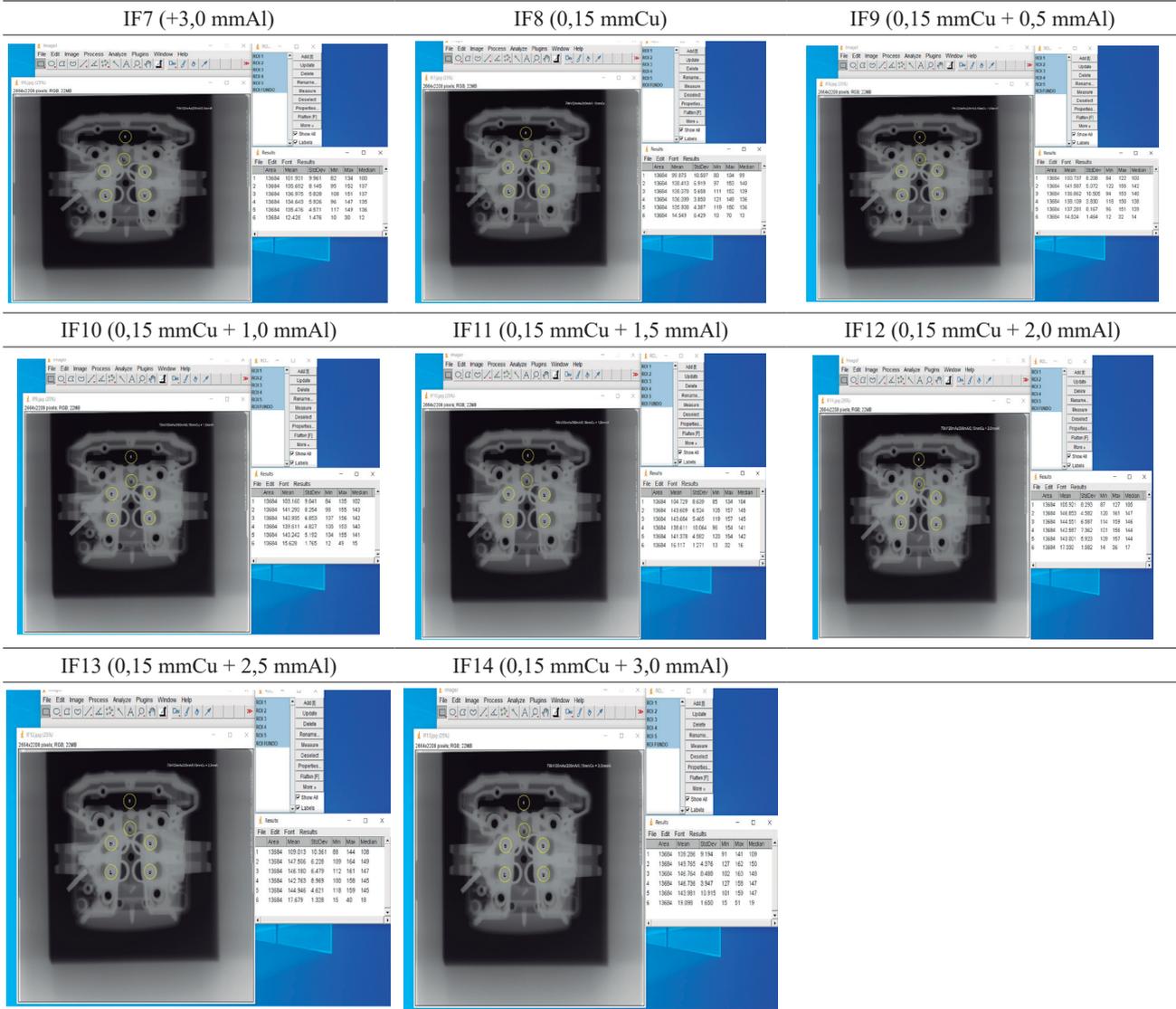
Observando a figura acima, nota-se pouca diferença entre a forma dos histogramas. Para uma melhor análise, identificamos em cada um os valores médios de sinal (Mean) e ruído (StdDev) e construímos uma representação gráfica para avaliar esses descritores de QI (Sinal e Ruído) em função do aumento da filtração adicional, conforme apresentado na Figura 7.

### AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM (SINAL E RUÍDO)

Na Figura 8, estão apresentadas as 14 radiografias obtidas da peça, juntamente com os resultados dos 6 ROIs obtidos pelo programa ImageJ para cada IF. De modo geral, observa-se uma pequena diferença entre as imagens obtidas. Isso sugere que a variação na filtração adicional tem um efeito mínimo na aparência geral das radiografias e que a QI é preservada na maioria dos casos.

Figura 8 - Imagem de referência e imagens obtidas para cada IF.





Fonte: Do próprio autor (2023).

Na tabela 6 estão representados os valores médios de sinal e ruído obtidos em cada ROI pelo programa ImageJ, bem como os valores médios de RSR e RCR calculados pelas equações 3 e 4, respectivamente.

**Tabela 6** - Relaciona os valores médios de sinal e ruído, RSR e RCR para os ROIs em do IF

	ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR		ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR
<b>IF1</b>	1,0	88,5	6,8	83,0	57,8	<b>IF8</b>	1,0	102,0	12,1	143,1	97,4
	2,0	125,5	5,6				2,0	139,2	5,2		
	3,0	124,6	6,1				3,0	137,7	6,2		
	4,0	122,3	4,1				4,0	135,7	4,5		
	5,0	122,8	4,4				5,0	135,8	4,6		
	6,0	7,2	1,4				6,0	13,5	0,9		

	ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR		ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR
IF2	1,0	90,8	6,7	36,0	24,9	IF9	1,0	101,5	8,3	87,5	57,9
	2,0	126,5	5,8				2,0	142,0	4,7		
	3,0	126,5	5,7				3,0	139,6	6,4		
	4,0	124,9	4,5				4,0	138,0	4,1		
	5,0	125,3	5,1				5,0	136,7	9,0		
	6,0	8,7	3,3				6,0	14,5	1,5		
	ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR		ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR
IF3	1,0	91,2	7,0	55,3	38,2	IF10	1,0	105,0	10,3	71,9	48,0
	2,0	128,9	5,7				2,0	142,4	5,7		
	3,0	126,8	8,0				3,0	141,9	5,4		
	4,0	126,1	4,0				4,0	138,9	6,6		
	5,0	125,0	8,1				5,0	140,2	5,1		
	6,0	8,7	2,2				6,0	15,7	1,9		
	ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR		ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR
IF4	1,0	92,8	8,2	140,7	96,3	IF11	1,0	105,2	9,0	120,4	79,9
	2,0	132,1	4,8				2,0	142,5	9,0		
	3,0	129,1	7,2				3,0	143,7	5,5		
	4,0	128,6	4,1				4,0	138,6	10,1		
	5,0	126,7	8,6				5,0	141,2	4,9		
	6,0	9,5	0,9				6,0	16,1	1,1		
	ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR		ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR
IF5	1,0	94,5	8,7	155,9	106,4	IF12	1,0	106,5	9,0	86,3	56,4
	2,0	133,6	5,4				2,0	146,2	5,1		
	3,0	131,5	6,3				3,0	143,3	9,2		
	4,0	130,0	4,4				4,0	143,6	4,2		
	5,0	129,1	6,2				5,0	143,3	5,3		
	6,0	10,1	0,8				6,0	17,3	1,6		
	ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR		ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR
IF6	1,0	97,7	8,4	38,6	26,3	IF13	1,0	108,4	10,5	80,2	52,8
	2,0	135,2	6,0				2,0	146,8	7,0		
	3,0	134,6	5,6				3,0	146,5	5,9		
	4,0	131,7	7,4				4,0	142,1	9,6		
	5,0	132,3	5,7				5,0	144,9	4,6		
	6,0	11,6	3,3				6,0	17,8	1,7		
	ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR		ROI	Sinal	Ruído	RSR	RCR
IF7	1,0	101,0	9,1	87,2	59,9	IF14	1,0	108,9	9,4	80,2	51,7
	2,0	136,4	7,8				2,0	149,6	4,3		
	3,0	136,5	6,5				3,0	146,3	9,2		
	4,0	135,0	5,8				4,0	146,3	4,9		
	5,0	135,6	4,8				5,0	145,1	8,9		
	6,0	12,4	1,5				6,0	19,1	1,7		

Fonte: Do próprio autor (2023).

Na Tabela 7 estão relacionados os valores de qualidade e quantidade do feixe de raios X (CSR,  $K_{AR}$ ) obtidos com o sistema dosimétrico e descritores de QI (RSR e RCR). Para comparar os resultados de RSR e RCR foi necessário conhecer o desvio percentual (Equação 4) entre o IF1 (sem filtração) e os demais IF, assim foi possível quantificar os melhores valores de QI com o uso de filtração adicional.

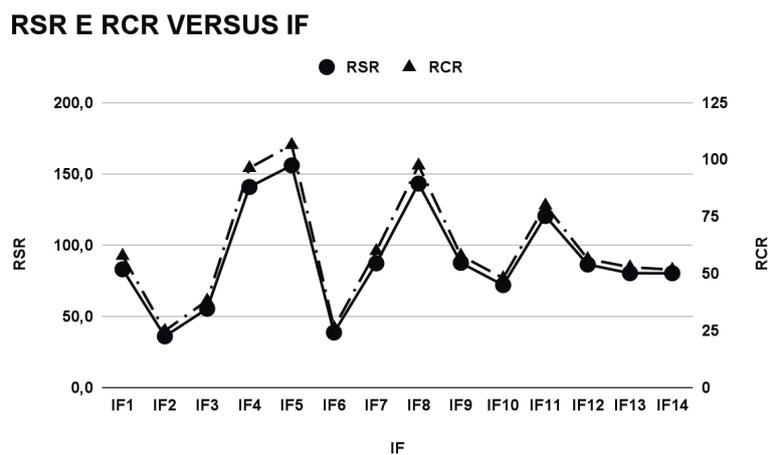
**Tabela 7** - Estão resumidos os valores medidos de CSR, KAR e Descritores de QI e respectivos Desvios percentuais em relação ao IF1.

Qualidade do Feixe (CSR)			Dose de Radiação ( $K_{AR}$ )		Descritores de QI			
IF	(mmAl)	D%	mGy	D%	RSR	D%	RCR	D%
1	2,23	-	2,487	-	83	-	57,8	-
2	2,51	12,6%	2,091	-15,9%	36	-56,6%	24,9	-56,9%
3	2,78	24,7%	1,799	-27,7%	55,3	-33,4%	38,2	-33,9%
4	3,02	35,4%	1,567	-37,0%	140,7	69,5%	96,3	66,6%
5	3,26	46,2%	1,368	-45,0%	155,9	87,8%	106,4	84,1%
6	3,46	55,2%	1,211	-51,3%	38,6	-53,5%	26,3	-54,5%
7	3,64	63,2%	1,084	-56,4%	87,2	5,1%	59,9	3,6%
8	4,34	94,6%	0,815	-67,2%	143,1	72,4%	97,4	68,5%
9	4,49	101,3%	0,745	-70,0%	87,5	5,4%	57,9	0,2%
10	4,63	107,6%	0,681	-72,6%	71,9	-13,4%	48	-17,0%
11	4,73	112,1%	0,621	-75,0%	120,4	45,1%	79,9	38,2%
12	4,84	117,0%	0,565	-77,3%	86,3	4,0%	56,4	-2,4%
13	4,94	121,5%	0,521	-79,1%	80,2	-3,4%	52,8	-8,7%
14	5,05	126,5%	0,494	-80,1%	80,2	-3,4%	51,7	-10,6%

Fonte: Do próprio autor (2023).

Os valores negativos dos descritores de QI (RSR e RCR) representam a degradação da imagem da peça em relação a imagem de referência, sem filtração, entretanto os valores positivos representam a melhora da QI. Para uma melhor compreensão dos resultados apresentados na Tabela 5, foi necessário destacar os resultados dos descritores de QI (RSR e RCR) em função do IF, conforme representado graficamente na Figura 9.

**Figura 9** - Estão representados graficamente os valores médios de RSR e RCR em função do IF.



Fonte: Do próprio autor (2023).

Verificou-se pela Figura 9, que utilizando a metodologia descrita neste estudo, com base nos resultados de RSR (descriptor de qualidade por imagem) e RCR (descriptor de contraste por imagem), houve uma melhora de 87,8% e 84,1%, respectivamente, para o IF5 que corresponde a filtração adicionada de 2 mm de Al em comparação com a imagem sem filtração. Além disso, os IF8 e IF11

apresentaram os valores médios maiores subsequentes em 72,4% e 45,1% para RSR, e 68,5% e 38,2% para RCR, respectivamente, em comparação com a imagem obtida sem filtração.

Embora seja importante ressaltar que o ruído são as variações aleatórias ou estruturadas dentro de uma imagem que não correspondem às variações de atenuação de raios X do objeto (BARBA; CULP, 2015). Outros estudos realizados por Moore *et al.* (2019) destacaram que nos últimos anos houve avanços na QI devido aos recursos de aquisição e de pós-processamento em sistemas digitais (SD). No entanto, o ruído ainda limita a visualização de detalhes na ID, o que pode comprometer a QI.

Os resultados obtidos neste estudo estão em concordância com outros estudos e incentivam o uso de filtração adicional em sistemas de radiologia computadorizada durante exames radiográficos realizados por profissionais da radiologia, como forma de melhorar a qualidade da imagem.

## CONCLUSÕES

Este trabalho confirmou que é possível e viável obter imagens de melhor QI de uma peça metálica ao utilizar filtração adicional com diferentes espessuras de alumínio (Al) e combinações de cobre (Cu) e Al no sistema de radiologia computadorizada (RC). A análise dos histogramas revelou que os valores médios de sinal aumentaram e os valores médios de ruído diminuíram com a adição de filtração adicional de Al e Cu, ou a combinação de ambos os materiais, na saída do colimador do equipamento radiográfico, melhorando a qualidade geral da imagem.

A metodologia descrita neste estudo pode ser útil para a radiologia industrial, onde a obtenção de imagens de alta qualidade é de extrema importância. Assim a utilização de filtração adicional, conforme descrito neste estudo, pode melhorar a qualidade das imagens (QI) radiográficas, permitindo uma melhor visualização e análise das estruturas e componentes em peças metálicas.

Na radiologia industrial, é essencial obter imagens claras e detalhadas para fins de inspeção, controle de qualidade e detecção de defeitos em materiais. Ao utilizar a filtração adicional de forma adequada, é possível otimizar a qualidade da imagem, reduzindo o ruído e aumentando o contraste, o que facilita a identificação de falhas, descontinuidades ou outras características relevantes nos objetos inspecionados.

Dessa forma, essa metodologia pode contribuir para melhorar a eficácia e precisão dos procedimentos de radiologia industrial, auxiliando os profissionais a obterem resultados mais confiáveis e de alta qualidade em suas análises e inspeções.

## REFERÊNCIAS

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.

BAUR, Manuel *et al.* Correction of beam hardening in X-ray radiograms. **Review of Scientific Instruments**, v. 90, n. 2, p. 025108, 2019.

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

BUSHONG, S. C. Health physics. In: BUSHONG, S. C. **Radiologic science for technologists: physics, biology and protection**, 9<sup>th</sup> ed., St.Louis: Mosby, 2010.

CARROLL, Q. B. **Radiography In The Digital Age: Physics - Exposure - Radiation Biology**. Ed. 2. China: Publisher, 2014.

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

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

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.

MRAITY, Hussien AAB *et al.* Development and validation of a visual grading scale for assessing image quality of AP pelvis radiographic images. **The British Journal of Radiology**, v. 89, n. 1061, p. 20150430, 2016.

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

TAUHATA, L. *et al.* **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos-9ª revisão novembro/2013-Rio de Janeiro-IRD**. CNEN. 345p.

TROMBINI, Henrique; DYTZ, Aline Guerra. Imagens em radiografia industrial: fatores que alteram a qualidade da imagem. **Vetor-Revista de Ciências Exatas e Engenharias**, v. 23, n. 2, p. 71-81, 2013.

Sem Autor: “Engenharia de motores: OHV, OHC e DOHC. motos blog, 2010. Disponível em: <http://vipmotospecasecessorios.blogspot.com/2010/07/engenharia-de-motores-ohv-ohc-e-dohc.html?m=1L>. Acesso em: 20, Junho e 2023.

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

YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. Física das Radiações: interação da radiação com a matéria. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 57-67, 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: 28 Fev. 2023.