



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro Biomédico
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Klinger Gonçalves Meneses Junior

**O desenvolvimento do Protocolo de Controle da Qualidade para
Fluoroscopia**

Rio de Janeiro

2024

Klinger Gonçalves Meneses Junior

O desenvolvimento do Protocolo de Controle da Qualidade para Fluoroscopia

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Radioterapia

Orientador: Prof. Dr. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Rio de Janeiro

2024

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB-A

M543 Meneses Junior, Klinger Gonçalves.
O desenvolvimento do Protocolo de Controle de Qualidade para Fluoroscopia /
Klinger Gonçalves Meneses Junior. - 2024.
xx f.

Orientador: Prof. Dr. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Dissertação (Mestrado Profissional) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. Pós-graduação em Física Médica.

1. Fluoroscopia. 2. Radiografia – Teses. 3. Controle de qualidade - Teses. 4. Raios X - Teses. I. Magalhães, Luís Alexandre Gonçalves. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. III. Título.

CDU 615.8

Bibliotecária: Ana Rachel Fonseca de Oliveira
CRB7/6382

Autorizo apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Klinger Gonçalves Meneses Junior

O Desenvolvimento do Protocolo de Controle da Qualidade para Fluoroscopia

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração Radioterapia.

Aprovada em 05 de setembro de 2024.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães (Orientador)
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes – UERJ

Prof.^a Dra. Samara Cristina Ferreira Machado
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes – UERJ

Prof. Dr. Douglas Batista da Silva
Universidade Iguazu

Rio de Janeiro

2024

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho às mulheres da minha vida:
Rosa Hau (In memoriam), Ruth Hau (In memoriam).

AGRADECIMENTOS

Ao longo dos desafiadores e enriquecedores anos de meu mestrado, muitas foram as pessoas que estiveram ao meu lado, contribuindo de maneiras significativas para a realização deste sonho. É com profundo apreço e gratidão que expresso minha gratidão a todos eles. Primeiramente, agradeço imensamente aos meus pais, Klinger e Rosa Maria, pelo apoio constante e por sempre acreditarem em mim, mesmo nos momentos mais desafiadores. Agradeço também a meu filho, Rodrigo, pela paciência e compreensão dos muitos momentos em que estive ausente, dedicando-me a este trabalho. Um agradecimento especial ao meu orientador, Prof. Dr. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães, cuja orientação especializada e suporte foram essenciais para o desenvolvimento e conclusão deste estudo. Sua confiança e amizade foram fundamentais para minha jornada acadêmica e pessoal. Aos meus amigos e colegas de laboratório, pela ajuda prática, pelas discussões enriquecedoras e, em especial, ao amigo Hugo Marques dos Santos, pelo suporte emocional durante o processo. Cada um de vocês teve um papel crucial na minha trajetória e nas conquistas que compartilhamos. Agradeço também a todos os membros da banca examinadora, Prof. Dr. Carlos Frederico Estrada Alves e Prof.^a Dra. Samara Cristina Ferreira Machado, por suas valiosas sugestões e críticas construtivas que significativamente enriqueceram meu trabalho. Por fim, mas não menos importante, agradeço a Deus e à Nossa Senhora pela proteção e inspiração constante, dando-me força e serenidade para enfrentar os desafios e perseverar em minha caminhada.

A todos vocês, meu sincero obrigado.

"É através da ciência que nós provamos, mas é através da intuição que nós descobrimos."

Henri Poincaré

RESUMO

MENESES JUNIOR, Klinger Gonçalves. *O desenvolvimento do Protocolo de Controle da Qualidade para Fluoroscopia*. . 2024. 90 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2024.

Este trabalho teve como objetivo geral o desenvolvimento de testes de constância que integrarão um protocolo institucional para fluoroscopia convencional. Os objetivos específicos incluíram a criação de testes que avaliam o funcionamento do tubo de raios X, a qualidade da imagem e a dosimetria durante aquisições de imagens. A metodologia foi estruturada em três grupos principais de testes: o primeiro focado na avaliação do funcionamento do tubo de raios X, o segundo na análise da qualidade de imagem, e o terceiro na dosimetria e na compensação do controle automático de intensidade (CAI). O multímetro dosimétrico Nomex PTW foi utilizado para os testes relacionados ao funcionamento do tubo e à dosimetria, enquanto o objeto de teste NORMI 4 FLU PTW foi empregado para a avaliação da qualidade da imagem, abrangendo contraste, brilho, resolução, distorção e ruído. Os resultados demonstraram que os equipamentos se mantiveram dentro dos limites estabelecidos pela Instrução Normativa N° 91 e seguiram as diretrizes dos fabricantes, com os testes de qualidade de imagem apresentando desempenho satisfatório para futuras referências. Durante a execução dos testes, não foram identificados mau funcionamento dos aparelhos nem fatores que prejudicassem as metodologias propostas. Com base nesses resultados, foi possível elaborar um protocolo de testes de constância para fluoroscopia convencional, que será aplicado nas vistorias realizadas pelo Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR).

Palavras-chave: controle da qualidade; fluoroscopia; protocolo de testes; teste de constância.

ABSTRACT

MENESES JUNIOR, Klinger Gonçalves.. The development of a Quality Control Protocol for Fluoroscopy. 2024. 90f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2024.

The general objective of this work was to develop constancy tests that will form part of an institutional protocol for conventional fluoroscopy. The specific objectives included the creation of tests that assess the functioning of the X-ray tube, image quality and dosimetry during image acquisitions. The methodology was structured into three main groups of tests: the first focused on assessing the operation of the X-ray tube, the second on analyzing image quality, and the third on dosimetry and automatic intensity control (AIC) compensation. The Nomex PTW dosimetric multimeter was used for the tests related to tube operation and dosimetry, while the NORMI 4 FLU PTW test object was used to assess image quality, covering contrast, brightness, resolution, distortion and noise. The results showed that the equipment remained within the limits established by Normative Instruction N^o. 91 and followed the manufacturers' guidelines, with the image quality tests showing satisfactory performance for future reference. During the tests, no malfunctions were identified in the equipment, nor were any factors identified that would hinder the proposed methodologies. Based on these results, it was possible to draw up a constancy test protocol for conventional fluoroscopy, which will be applied in inspections carried out by the Radiological Sciences Laboratory (LCR).

Keywords: quality control; fluoroscopy; testing protocol; constancy test.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	Sistema fluoroscópico antigo (1933)	18
Figura 2 -	Cadeia de imagens fluoroscópicas	19
Figura 3 -	Componentes do intensificador de imagem- II	24
Figura 4 -	Visão detalhada da janela de entrada de um II	25
Figura 5 -	Superfície entrada e de saída do intensificador.....	26
Figura 6 -	Janela de saída do II.....	27
Figura 7 -	Impacto da FOV na imagem	32
Figura 8 -	Escala de contraste	39
Figura 9-	Imagem ilustrativa do multímetro Nomex	56
Figura 10 -	Objeto de teste NORMI 4 FLU.....	59
Figura 11 -	Esquematização dos testes da qualidade de imagem	60
Figura 12 -	Ilustração da visualização do padrão de linhas para resolução espacial.....	60
Figura 13 -	Esquematização do teste da distorção	61
Figura 14 -	Avaliação da resolução de contraste das imagens do arco cirúrgico Philips	67
Figura 15 -	Variação da resolução de contraste da imagem	68
Figura 16 -	Impacto da FOV no brilho da imagem.	69
Figura 17 -	Resolução do contraste das imagens do arco cirúrgico Philips	69
Figura 18 -	Imagens com fluoroscopia pulsada.....	70
Figura 19 -	Resolução espacial do aparelho GE e do Arco Cirúrgico Philips.....	71
Figura 20 -	Imagens para o teste de ruído.....	72

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Desvio Máximo (DM) em relação ao kV medido	66
Gráfico 2 -	Comparação das taxas de dose entre GE e Philips	74
Gráfico 3 -	Comparação dos coeficientes de variação entre GE e Philips	75
Gráfico 4-	Comparação do KV médio para diferentes espessuras	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Resultados das medições realizadas nos aparelhos.....	64
Tabela 2 -	Média dos desvios máximos dos aparelhos.....	66
Tabela 3 -	Fatores geométricos da distorção	72
Tabela 4 -	Medições realizadas no intensificador de imagem GE	73
Tabela 5 -	Medições realizadas no arco cirúrgico Philips.....	73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEC	Controle automático de exposição
Al	Alumínio
AP	Antero-posterior
CAB	Controle automático de brilho
CAE	Controle automático da taxa de exposição
CAI	Controle automático de intensidade
CV	Coefficiente de variação
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear – Brasil
CQ	Controle da qualidade
Cu	Cobre
ESAK	Kerma no ar na superfície de entrada
FLU	Fluoroscopia
FOV	Campo de visão
GE	General Electric Company
HVL	Camada semirredutora
IEC	Acrônimo de International Electrotechnical Commission (Comissão Eletrotécnica Internacional)
II	Intensificador de imagem
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
K_{AP}	Produto área kerma
mAs	É a carga do tubo de raios X. Corresponde ao produto entre a corrente do tubo de raios X (mA) e o tempo de exposição (s).
MTF	Função de transferência de modulação
NORMI 4 FLU	Objeto de teste para raios X fluoroscópicos e radiográficos
PACS	(do inglês, Picture Archiving and Communication System)
PI/mm	Pares de linha por milímetro
PMMA	Polimetilmetacrilato
QA	Garantia da qualidade
RSR	Relação sinal/ruído

LISTA DE SÍMBOLOS

cm	Centímetro
mGy	Miligray
ηGy	Nanogray
min	Minuto
ms	Milisegundo
mR	Miliroentgen
~	Aproximadamente
kV	Quilovolts
mA	Miliampere
°	Grau
mm	Milímetro
keV	Quiloeletrons-volts
μm	Micrometro
λ	Comprimento de onda
nm	Nanometro
%	Porcentagem
≡	Equivalente a
s	Segundo
∞	Infinito
φ	phi
±	Mais ou menos
>	Maior que
≥	Maior ou igual
≤	Menor ou igual
Δ	Delta
Gy	Gray

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	14
1	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
1.1	Equipamentos e componentes fluoroscópicos	18
1.1.1	<u>Gerador de alta tensão</u>	20
1.1.2	<u>Tubo de raios X</u>	21
1.1.3	<u>Filtros</u>	23
1.1.4	<u>Sistemas de fluoroscopia baseados intensificador de imagem (II)</u>	24
1.1.5	<u>Acoplamento óptico à câmera de vídeo</u>	28
1.1.6	<u>Câmeras de vídeo</u>	29
1.1.7	<u>Sistemas de fluoroscopia com tela plana</u>	30
1.1.8	<u>Campo de visão e modos de ampliação</u>	32
1.2	Qualidade de imagem	33
1.3	Programa de garantia da qualidade	45
1.4	Controle da qualidade em equipamento com fluoroscopia	49
2	MATERIAIS E MÉTODOS	55
2.1	Metodologia dos testes do funcionamento do tubo	55
2.2	Metodologia dos testes da qualidade de imagem	58
2.3	Metodologia das testagens dosimétricas	62
3	RESULTADOS E DISCUSSÕES	64
	CONCLUSÃO	78
	APÊNDICE - Protocolo de testes de constância para fluoroscopia	80
	ANEXO - Certificado de calibração do multímetro dosimétrico Nomex	86

INTRODUÇÃO

Estabelecida há mais de um século, a radiologia diagnóstica tornou-se uma das ferramentas mais poderosas usadas na medicina moderna, pois o tratamento eficaz está intimamente ligado ao diagnóstico oportuno e preciso. A medicina moderna não existiria em sua forma atual sem os raios X, que são amplamente utilizados para o diagnóstico e tratamento de pacientes. Durante um procedimento radiológico, as propriedades físicas dos raios X são usadas para auxiliar nos diagnósticos ou guiar dispositivos invasivos através do corpo.

A aplicação dos raios X no diagnóstico médico é denominada, na área médica, de serviço de radiodiagnóstico. O serviço de radiodiagnóstico é dividido em modalidades de imagem, onde diferentes tipos de imagens médicas podem ser obtidas variando as energias e a tecnologia de aquisição. Cada modalidade tem suas próprias aplicações na medicina, dentre as quais destacam-se: radiologia convencional, radiologia odontológica, mamografia, fluoroscopia convencional, hemodinâmica, tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM), ultrassonografia (US) e medicina nuclear.

Ultimamente, a tecnologia de imagem médica evoluiu consideravelmente, passando gradualmente da radiologia analógica para a digital, da tomografia computadorizada de uma única fatia para multidetectores e da fluoroscopia para sistemas complexos e sofisticados de angiografia. Os profissionais de radiodiagnóstico, como radiologistas, físicos médicos, técnicos em radiologia e outros especialistas, devem estar atualizados acompanhando de perto os avanços tecnológicos dos equipamentos, das técnicas de imagem e dos protocolos de segurança.

A fluoroscopia, em particular, desempenha um papel importante na visualização em tempo real das estruturas internas do corpo. Embora seja uma ferramenta valiosa para a realização de procedimentos médicos, ela é uma das modalidades que mais expõe profissionais e pacientes à radiação ionizante. Diante disso, é de extrema importância que os sistemas fluoroscópicos sejam monitorados por meio de um rigoroso controle da qualidade (CQ) e que os profissionais envolvidos sigam protocolos de proteção radiológica para minimizar a exposição à radiação.

O controle da qualidade é apenas um elemento de um programa abrangente da garantia da qualidade (QQ), que visa garantir que os requisitos da qualidade de um produto ou serviço sejam atendidos de forma consistente. A implantação de um sistema de CQ abrangente começa antes mesmo da aquisição de qualquer equipamento, pois a avaliação das necessidades e o

desenvolvimento de especificações precedem a compra. Esses componentes exigem uma avaliação de como eles se encaixam na estrutura da QQ (AIEA, 2021).

Os programas de controle da qualidade (CQ) para exposições médicas devem incluir: medições dos parâmetros físicos dos geradores de radiação e dos dispositivos de geração de imagens, confirmando a verificação dos fatores físicos e clínicos adequados para o diagnóstico do paciente pelo profissional médico (IAEA, REPORTS NO 47, 2023).

É essencial que cada instituição desenvolva um programa da garantia da qualidade adaptado às necessidades específicas do serviço de fluoroscopia. O físico médico tem a responsabilidade de desenvolver e implementar este programa, levando em consideração o uso pretendido do equipamento. Durante esta fase, é crucial obter orientações de profissionais diretamente envolvidos nos procedimentos, seguir as recomendações do fabricante e integrar as experiências de outros usuários. Além disso, todo programa deve cumprir estritamente os requisitos regulatórios estaduais e federais para assegurar a conformidade e a segurança.

O documento da IAEA IAEA-TECDOC-1763, Perfil Estratégico Regional para a América Latina e o Caribe (RSP) 2016-2021, identifica que nessa região há uma implementação insuficiente das recomendações internacionais para o controle da exposição médica em radiologia digital, tomografia computadorizada, radiologia intervencionista e radioterapia. Portanto, são necessários protocolos que apoiem os profissionais da área na implementação de medidas adequadas e na verificação do bom funcionamento dos equipamentos para garantir imagens com qualidade para o diagnóstico, melhorando a gestão do serviço de radiologia (AIEA, 2021).

No Brasil, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) - agência reguladora de saúde do governo federal brasileiro – é a responsável por estabelecer normas e regulamentos que abrangem a segurança e eficácia dos equipamentos médicos. No dia 27 de maio de 2021, a ANVISA publicou a instrução normativa No 91, que dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de fluoroscopia e de radiologia intervencionista. A IN No 91, em seu artigo primeiro, estabelece os requisitos sanitários para a garantia da qualidade e segurança dos sistemas de fluoroscopia e de radiologia intervencionista, bem como a relação de testes de aceitação e do controle da qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde, bem como suas respectivas periodicidades, tolerâncias e níveis de restrição.

Este trabalho tem como objetivo geral o desenvolvimento de testes de constância que integrarão um protocolo institucional de controle da qualidade para fluoroscopia convencional. O desenvolvimento deste protocolo envolve em adaptar às orientações encontradas em

publicações nacionais e internacionais sobre controle de qualidade as necessidades específicas dos serviços de fluoroscopia no Brasil.

Os objetivos específicos incluem o desenvolvimento de testes que avaliem o funcionamento do tubo de raios X, a qualidade da imagem e a dosimetria durante aquisições de imagens em sistemas de fluoroscopia convencional, complementando as diretrizes fornecidas pelos fabricantes. Eficiência e eficácia são considerações centrais na metodologia de controle de qualidade apresentada.

Este trabalho será apresentado em quatro seções. No primeiro capítulo, encontra-se os conceitos fundamentais relacionados aos equipamentos de fluoroscopia, incluindo o intensificador de imagem, fatores técnicos, qualidade de imagem, controle da qualidade e as grandezas dosimétricas pertinentes. No segundo capítulo, materiais e métodos, serão apresentados os testes de constâncias. Este capítulo define o objetivo de cada teste, os níveis de restrições e as ações corretivas necessárias caso esses níveis sejam excedidos. No terceiro capítulo, estão os resultados dos cálculos e as imagens obtidas para os testes de imagem. A última seção foi a conclusão do trabalho, onde discutimos a viabilidade para implementação dos testes propostos, com base nos resultados obtidos.

1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A fluoroscopia teve seu início em 1896, o mesmo ano em que os raios X foram descobertos, marcando um momento significativo na história da medicina diagnóstica. Wilhelm Conrad Roentgen, o descobridor dos raios X, utilizou as propriedades fluorescentes de certas substâncias para realizar suas primeiras experiências. No ano seguinte, Thomas Alva Edison avançou nessa tecnologia ao desenvolver o que é frequentemente considerado como o primeiro fluoroscópio (ROBERT A. POOLEY, 2001).

A fluoroscopia é uma técnica de diagnóstico por imagem que emprega radiação ionizante para criar imagens em tempo real das estruturas internas do corpo humano. Esta modalidade é crucial não apenas para o estudo estrutural e funcional dos órgãos internos, mas também desempenha um papel vital em orientar procedimentos médicos variados, desde intervenções menos invasivas até cirurgias complexas. A capacidade de fornecer visualização contínua em tempo real torna a fluoroscopia uma ferramenta indispensável em muitas áreas da prática médica (SCHUELER, 2000).

Os primeiros fluoroscópios consistiam num tubo de raios X e uma tela fluorescente. O material fluorescente das primeiras telas era o platinocianeto de bário, que foi posteriormente substituído por tungstato de cádmio e, posteriormente, sulfeto de zinco-cádmio que possuía uma emissão verde-amarela. O termo fluorescência descreve um material que emite luz visível quando estimulado por corrente elétrica, reação química ou raios X. A Figura 1 mostra um sistema fluoroscópico no qual a tela está posicionada em um suporte independente. O radiologista posiciona uma tela entre ele e o paciente com o tubo de raios X atrás do paciente. Uma camada de vidro foi incluída para reduzir a exposição ao radiologista (SCHUELER, 2000).

O principal problema dos fluoroscópios de primeira geração consistia em produzir imagens com brilho inadequado. Para maximizar a visão, o radiologista tinha que adaptar os olhos ao escuro, permanecendo em um quarto escuro por pelo menos 10 minutos antes de realizar exames fluoroscópicos. Mais tarde, óculos com lentes vermelhas foram introduzidos para permitir a adaptação ao escuro, pois ao bloquear a luz no espectro visível, exceto ao vermelho, permite que os bastonetes (células da retina) se adaptem a um tipo de "escuridão". Essa adaptação ao escuro é realizada com luz vermelha, porque os bastonetes, responsáveis pela visão do preto e do branco, funcionam com baixos níveis de luminosidade e são relativamente insensíveis às ondas de luz com maior comprimento de onda (BUSHBERG, 2012).

Com o objetivo de aumentar o brilho, melhorando assim a resolução espacial e a resolução do contraste das imagens, em 1953 foi desenvolvido o intensificador de imagem, superando a deficiência na visualização das imagens geradas por telas fluorescentes e possibilitando a visão fotóptica (SCHUELER, 2000).

Os primeiros intensificadores de imagem usavam um sistema de lentes e espelhos para ampliar e visualizar a imagem de saída. Contudo, esses sistemas de visualização eram limitados, uma vez que, o ângulo de visão era estreito. Com isso, a posição do operador precisava ser frequentemente ajustada à medida que o intensificador de imagem era movido. Assim, apenas uma pessoa de cada vez podia observar a imagem, dificultando a comunicação entre as pessoas durante o ensino ou discussão. Essas deficiências foram removidas com a utilização da câmara de vídeo que exibiam as imagens num monitor (SCHUELER, 2000).

Figura 1- Sistema fluoroscópico antigo (1933)



Legenda: A fotografia mostra um sistema fluoroscópico antigo (1933) em uso antes do desenvolvimento do intensificador de imagem. Um exame fluoroscópico real com este dispositivo teria ocorrido em uma sala escura.

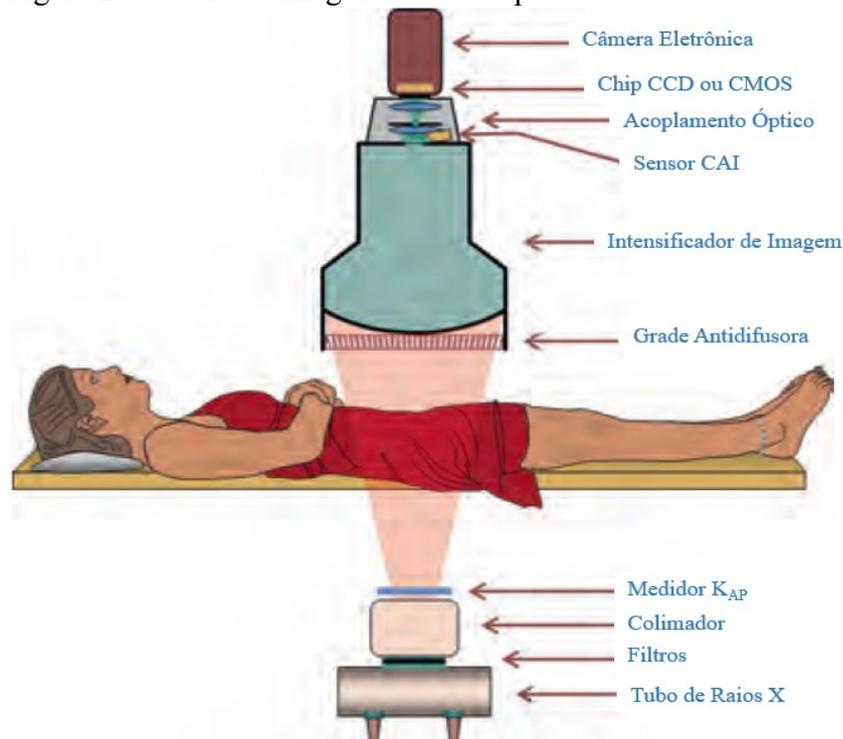
Fonte: SCHUELER, 2000.

1.1 Equipamentos e componentes fluoroscópicos

A fluoroscopia passou por muitos avanços tecnológicos nos últimos anos, os sistemas fluoroscópicos modernos utilizam intensificador de imagem (II) acoplado a câmara de vídeo ou

a detectores digitais de tela plana. O II aumentou de tamanho, passou de um campo de visão (FOV) de 15 cm para sistemas com 40 cm de diâmetro. As câmeras de televisão analógica (TV) foram substituídas por câmeras digitais de alta resolução e baixo ruído, com dispositivo de carga acoplada (CCD) ou semicondutores de óxido metálico complementar (CMOS). A tecnologia com detector de tela plana levou a sistemas com FOVs retangulares e ainda maiores (por exemplo, 48 cm) com alta resolução espacial e substituirá gradualmente os II. Melhorias nos sistemas fluoroscópicos como maior filtração no feixe de raios X, fósforos com maior eficiência, taxas de quadros de aquisição mais baixas, orientação e aprimoramento eletrônico de imagem permitiram uma operação com dose mais baixa. Desde 10 de junho de 2006, a tecnologia de monitoramento de dose é um componente de todos os sistemas de fluoroscopia intervencionista (BUSHBERG, 2012).

Figura 2 - Cadeia de imagens fluoroscópicas



Legenda: Ilustração da cadeia de imagens fluoroscópicas com o paciente em posição supina.

Fonte: Adaptada de BUSHBERG, 2012.

Embora os detectores de tela plana sejam amplamente utilizados, a figura 2 mostra um intensificador de imagem utilizado como detector de imagem. Esses detectores na fluoroscopia possuem maior sensibilidade do que aqueles usados em radiografia. Esta sensibilidade elevada permite a realização de estudos que exigem baixas doses de radiação, são realizados em tempo real e têm maior duração. O sistema de raios X é equipado com um colimador que possui lâminas motorizadas, permitindo o ajuste do campo de visão (FOV). Além disso, inclui um

medidor de Produto Kerma-Ar (KAP), que é essencial para monitorar a radiação emitida durante cada exame. Este recurso é particularmente prevalente em sistemas fluoroscópicos utilizados para procedimentos de cateterismo intervencionista.

Considera-se imagem em tempo real, uma imagem obtida com uma taxa de 30 quadros por segundo (QPS), isso é suficiente para fornecer a aparência de movimento contínuo. Os sistemas modernos de fluoroscopia usam um feixe de raios X pulsado em conjunto com a aquisição de imagem digital, permitindo taxas de quadros que variam de 3 a 30 QPS (BUSHBERG, 2012). A gravação de uma sequência de imagens digitais em tempo real (vídeo digital) podem ser reproduzidas em filme, arquivadas ou enviadas pela rede através do sistema de arquivamento e comunicação de imagens (PACS).

Produzir imagens em tempo real com altas taxas de quadros e baixa dose por imagem é a principal características que a distingue a fluoroscopia das demais modalidades de imagem. Um procedimento fluoroscópico de 10 minutos, se conduzido a 30 (QPS), produz um total de 18.000 imagens. Devido ao número excessivo de imagens, os sistemas fluoroscópicos devem produzir cada imagem com um milésimo da dose que seria utilizada na radiografia (BUSHBERG, 2012).

Os IIs e os detectores fluoroscópicos de tela plana são mais sensíveis que um detector radiográfico padrão. Assim, é possível produzir imagens com menos radiação. Uma fluoroscopia de um abdome adulto de tamanho médio gera uma taxa de kerma no ar de aproximadamente 45 mGy/min, enquanto na radiografia de abdome, a dose de entrada na pele do paciente é de aproximadamente 3 mGy com um tempo de exposição de 200 ms, resultando numa taxa de kerma no ar de 900 mGy/min, 20 vezes maior que na fluoroscopia (SCHUELER, 2000). No que diz respeito à exposição no receptor de imagem, a fluoroscopia gera um kerma no ar muito menor, variando de cerca de 9 a 17 nGy (aproximadamente 1 a 2 mR). Em comparação, um sistema de radiografia computadorizada (CR) exige uma exposição significativamente maior, resultando num kerma no ar de 5 a 9 mGy (cerca de 0,6 a 1 mR) (BUSHBERG, 2012).

1.1.1. Gerador de alta tensão

O gerador de alta tensão desempenha um papel crucial na produção dos feixes de raios X utilizados na fluoroscopia. Ele oferece a capacidade de controlar tanto o pico de quilovolt (kVp) quanto a corrente do tubo (mA) fornecida ao tubo de raios X. O design do gerador é

semelhante ao dos geradores usados na radiografia, mas com circuitos adicionais específicos para operações fluoroscópicas, como baixa corrente contínua do tubo, exposição rápida pulsada e controle automático de intensidade (CAI).

Existem diferentes tipos de geradores que podem ser empregados na fluoroscopia, incluindo monofásico, trifásico, potencial constante e alta frequência. A seleção do tipo de gerador depende de vários critérios, como tempo de exposição, reprodutibilidade, tamanho e custo. Os geradores de potencial constante oferecem exposição mais estável, enquanto os de alta frequência são mais compactos e têm baixos custos de reparo.

A fluoroscopia pode ser realizada de duas maneiras: contínua ou pulsada. Na fluoroscopia contínua, o gerador fornece uma corrente constante do tubo enquanto a escopia está ativada, resultando em imagens adquiridas a uma taxa de 30 quadros por segundo. Já na fluoroscopia pulsada, a exposição é fornecida em pulsos curtos, o que reduz a distorção por movimento e pode ser útil para examinar estruturas que se movem rapidamente, como em procedimentos cardiovasculares.

Os critérios que devem ser considerados ao selecionar um tipo de gerador para o equipamento fluoroscópico incluem o tempo de exposição, a reprodutibilidade, o tamanho do gerador e o custo. Para sistemas com fluoroscopia pulsada ou aquisição de imagens de gravação rápida (troca de filme, cine ou gravação digital), é desejável um pulso de exposição curto para minimizar a distorção por movimento. Os geradores de potencial constante são capazes de produzir os pulsos de exposição mais curtos, sendo que os tipos de alta frequência e trifásicos produzem pulsos um pouco mais longos. A boa reprodutibilidade da exposição é fundamental para os sistemas fluoroscópicos equipados com angiografia de subtração digital (DSA), pois as diferenças na tensão do tubo entre as imagens de máscara e de contraste podem causar subtração incompleta (SCHUELER, 2000).

1.1.2. Tubo de raios X

O tubo de raios X converte a energia elétrica fornecida pelo gerador em um feixe de raios X. Dentro do tubo de raios X, os elétrons são produzidos por um filamento aquecido e acelerados em direção a um ânodo de tungstênio carregado positivamente. A interação dos

elétrons com o ânodo resulta na emissão de raios X. Todo o conjunto é colocado em um invólucro evacuado e blindado.

A região do ânodo atingida pelos elétrons é conhecida como ponto focal do tubo de raios X. É desejável que o tamanho do ponto focal seja pequeno para melhorar a resolução espacial das imagens produzidas. Para reduzir o tamanho efetivo do ponto focal, a superfície do ânodo é angulada. Os tubos de raios X são fabricados com diferentes intervalos de ângulo do ânodo, geralmente variando de 7° a 20° (BUSHBERG, 2012).

A escolha das características do tubo de raios X depende da aplicação clínica específica. Para sistemas que realizam radiografia e fluoroscopia, os tubos são bifocais, o que significa que possuem dois pontos focais. Um ponto focal pequeno, com diâmetro de 0,3 a 0,6 mm, é utilizado para fluoroscopia, pois proporciona uma melhor resolução espacial. Por outro lado, tanto o ponto focal pequeno quanto o grande, com diâmetro de 1,0 a 1,2 mm, podem ser utilizados para aquisição de imagens quando são necessárias altas correntes no tubo.

O rendimento de um tubo de raios X é uma medida referente à eficiência com a qual a energia elétrica aplicada é convertida em raios X. O rendimento de um tubo de raios X é influenciado por diversos fatores, dos quais a potência do tubo é um dos mais significativos. A potência do tubo, medida em watts (W), depende da tensão aplicada ao tubo (kVp) e da corrente do tubo (mA). A tensão aplicada determina a energia cinética dos elétrons acelerados, enquanto a corrente do tubo determina a quantidade de elétrons que fluem através do tubo em um determinado período de tempo.

Além disso, a filtração também desempenha um papel crucial no rendimento do tubo de raios-X. A filtração é utilizada para remover os raios X de baixa energia, que não contribui para a qualidade da imagem e aumenta a dose de radiação no paciente. Portanto, a escolha adequada da filtração pode otimizar o rendimento do tubo, garantindo uma proporção ideal entre qualidade da imagem e dose de radiação.

Compreender e monitorar o rendimento do tubo de raios X é essencial para garantir a qualidade e a segurança dos exames radiológicos. Um rendimento inadequado pode resultar em imagens de baixa qualidade, aumento da dose no paciente e num prolongamento desnecessário do tempo de exposição.

1.1.3. Filtros

Na saída do tubo de raios X é adicionado material que serve como um filtro absorvendo (atenuando) os raios X de baixa energia do feixe. A atenuação consiste na remoção de fótons de um feixe de raios X quando ele passa pela matéria, a adição de filtros na saída dos tubo de raios X pode reduzir significativamente a dose no paciente, atenuando os raios X de baixa energia. A fração de fótons removidos de um feixe monoenergético de raios X por unidade de espessura (x) de material é chamada de coeficiente de atenuação linear (μ), normalmente expressa em unidades de (cm^{-1}).

Para um feixe monoenergético de fótons incidentes existe uma relação exponencial entre o número de fótons incidentes (N_0) e aqueles que são transmitidos (N) por uma espessura x sem interação:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (1.1)$$

A espessura de material necessária para reduzir pela metade a intensidade (por exemplo, taxa de kerma no ar) de um feixe de raios X é denominada camada semirredutora (CSR). A CSR é uma medida das energias dos fótons de um feixe e influenciada pela geometria do feixe (colimação), energia do fóton (kV) e material atenuante (BUSHBERG, 2012). A relação entre μ e CSR pode ser obtida tomando $N = N_0/2$ na equação 1.1

$$N = N_0 e^{-\mu(CSR)} \leftrightarrow \frac{1}{2} = e^{-\mu(CSR)} \leftrightarrow \ln\left(\frac{1}{2}\right) = \ln e^{-\mu(CSR)} \leftrightarrow -0,693 = -\mu(CSR)$$

$$CSR = \frac{0,693}{\mu} \quad (1.2)$$

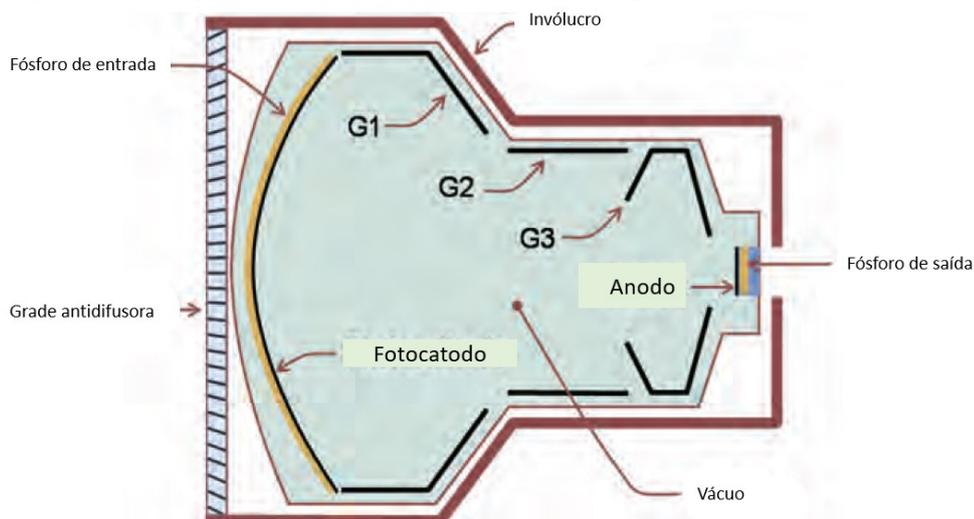
Logo, CSR é uma espessura de um determinado material (μ) capaz de reduzir a intensidade do feixe de raios X pela metade. Na radiologia diagnóstica é uma forma de caracterizar a penetrabilidade (energia) do feixe de raios X e geralmente é medida em milímetros de alumínio (mm Al). Por exemplo, uma camada de 3 mm de alumínio reduz em cinquenta por cento a intensidade do feixe de raios X produzidos a 80 kV (BUSHBERG, 2012).

1.1.4. Sistemas de fluoroscopia baseados intensificador de imagem (II)

A principal diferença entre a radiografia e a fluoroscopia é que a fluoroscopia usa uma taxa de fluência de raios X muito menor, mas por um tempo muito maior. A base da imagem fluoroscópica está na capacidade dos raios X causarem fluorescência em certos materiais, como por exemplo no fósforo. A fluoroscopia convencional possuía limitações relacionadas a qualidade de imagem inferior, pouca luz para visão fotóptica (diurna) do olho humano e o uso de doses elevadas para os pacientes e para o profissional que precisa visualizar a imagem. Com o surgimento do intensificador, as imagens passaram a possuir brilho suficiente permitindo a visualização durante o dia, além de serem pequenas o bastante para ser “projetadas” em filmes e monitores (ROBERT A. POOLEY, 2001).

Um diagrama de um II moderno é mostrado na figura 3. Existem quatro componentes principais de um II: (a) um invólucro para manter vácuo permitindo o fluxo livre dos elétrons, (b) uma camada de entrada que converte os raios X incidentes absorvidos em luz e depois em elétrons, (c) um sistema óptico eletrônico que acelera e focaliza os elétrons emitidos pela camada de entrada na camada de saída (d) um fósforo de saída que converte os elétrons acelerados em luz visível. Quando apropriado, uma grade antidifusora é montada adjacente à camada de entrada do invólucro.

Figura 3 - Componentes do intensificador de imagem- II



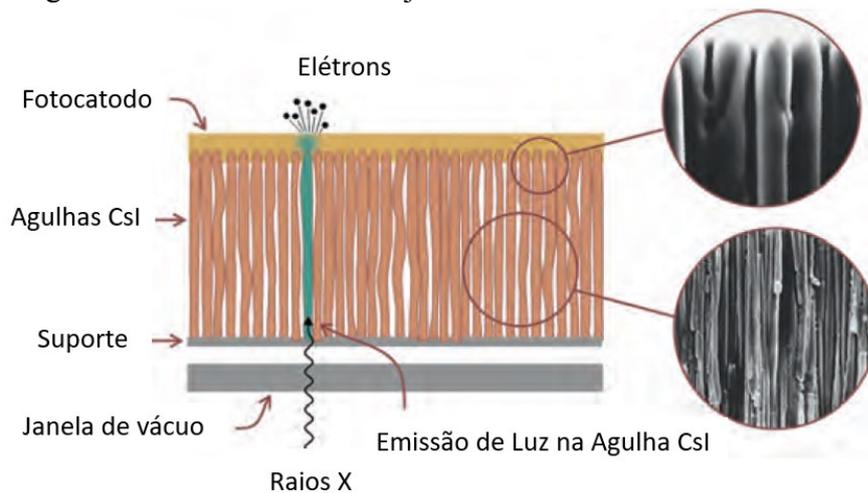
Legenda: Componentes do intensificador de imagem- II: Grade antidifusora para filtrar os raios X secundários; fósforo de entrada que converte raios X em luz; fotocatodo que converte a luz em elétrons; sistema de lentes eletrônicas composto por catodo e anodo, que aceleram os elétrons e, de focos adicionais (G1, G2 e G3) que direcionam os elétrons para a janela de saída, os elétrons ao atingirem o fosforo de saída gera luz que é então captada por um sistema de câmara de digital.

Fonte: Adaptada de BUSHBERG, 2012.

A tela de entrada do II é composta por quatro camadas, como mostrado na figura 3. A primeira é a janela de vidro, a segunda é a camada suporte, a terceira camada é o fósforo de entrada e a quarta camada é o fotocatodo. A janela é uma superfície de vidro (normalmente de 1 mm) que mantém o vácuo no interior do II. Sua convexidade é projetada para, além de gerar FOV (35 cm), suportar uma força resultante da pressão atmosférica de mais uma tonelada. A camada suporte serve como base para as camadas de fósforo de entrada e o fotocatodo. Sua espessura é de aproximadamente 0,5 mm de alumínio, é o primeiro componente do sistema de lentes eletrônicas e sua curvatura é projetada para focalizar os elétrons em direção ao anodo na janela de saída.

O fósforo de entrada absorve os raios X e o converte em luz visível. Os fósforos são composto de iodeto de cério (CsI) espesso o suficiente para absorver uma grande fração dos raios X incidentes, mas fino o bastante para não degradar a resolução espacial da imagem. Os cristais de CsI tem o formato cilíndrico (Fig. 4), suas longas e finas colunas funcionam como tubos de luz, canalizando-a em seu interior em direção ao fotocatodo com menor espalhamento lateral possível. Com isso, o fósforo de entrada de CsI pode ser espesso e ainda produzir alta resolução. Os cristais CsI contêm resíduos de sódio, fazendo com que emitam luz azul. Para cada fóton de raio X a 60 keV absorvido no fósforo de entrada, são emitidos aproximadamente 3.000 fótons de luz ($\lambda \sim 420 \text{ nm}$) (BUSHBERG, 2012).

Figura 4 - Visão detalhada da janela de entrada de um II



Legenda: Os raios X incidentes passam pela grade antidifusora (não mostrada), pela janela suporte a vácuo ($\sim 1 \text{ mm Al}$), pelo suporte da camada do fósforo de entrada ($\sim 0,5 \text{ mm Al}$). Os raios X são absorvidos pelo fósforo de entrada do CsI, produzindo luz verde que é canalizada dentro das agulhas do CsI para o fotocatodo de trissulfeto de antimônio, que então ejeta elétrons para o interior do II. Micrografias eletrônicas de varredura ilustram a estrutura cristalina em forma de agulha do CsI.

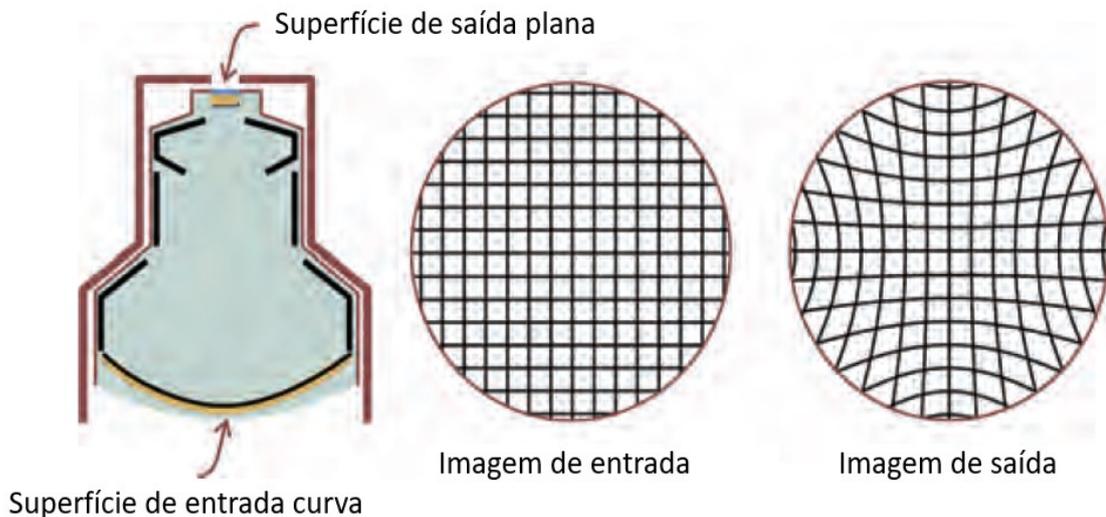
Fonte: Adaptada de BUSHBERG, 2012.

O fotocatodo é uma fina camada composta de antimônio e metais alcalinos (como o Sb_2S_3) que emite elétrons quando atingido pela luz visível. Com uma eficiência de conversão em 10% a 20%, aproximadamente 400 elétrons são liberados do fotocatodo para cada fóton de raios X de 60 keV absorvido no fósforo de entrada (BUSHBERG, 2012).

Os elétrons oriundos do fotocatodo são acelerados pelo campo elétrico criado pela tensão elétrica entre o ânodo e o cátodo do II. A energia cinética de cada elétron aumenta proporcionalmente a diferença de potencial entre esses terminais, resultando no ganho eletrônico ou aumento no brilho da imagem. Mesmo que reduzido, o padrão espacial dos elétrons liberados no fotocatodo (Fig. 5) é mantido no fósforo de saída.

A focalização dos elétrons é realizada pelos eletrodos da cadeia óptica eletrônica (G1, G2 e G3) e pela curvatura da tela de entrada. Essa curvatura, por sua vez, causa uma distorção inevitável na imagem formada pelo II e sua aparência se assemelha a superfície de uma almofada (BUSHBERG, 2012).

Figura 5 - Superfície entrada e de saída do intensificador



Legenda: A superfície do fósforo/fotocatodo de entrada é côncava e de acordo com os conceitos de física básica (óptica geométrica) quando a imagem é produzida numa superfície curva e projetada em uma superfície plana, ocorre uma distorção. Essa distorção gera um aspecto de “almofada de alfinetes” na imagem de saída.

Fonte: Adaptado de BUSHBERG, 2012.

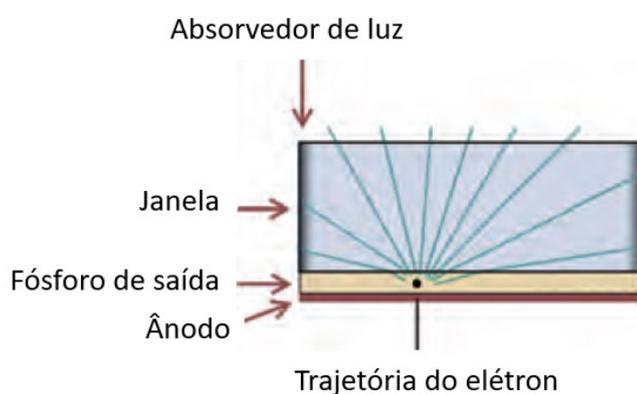
Os eletrodos G1, G2 e G3 (Fig. 3), o fósforo de entrada (o catodo) e o anodo próximo ao fósforo de saída, formam o sistema de lentes eletrônicas. Os elétrons são liberados do fotocatodo com pouquíssima energia cinética, mas sob a influência do campo elétrico de 25.000

a 35.000 V/m, são acelerados até o anodo com velocidade e energia cinética considerável. Os eletrodos intermediários (G1, G2 e G3) moldam o campo elétrico, focando os elétrons na camada de saída, os elétrons atingem o fósforo de saída e causam a emissão de luz visível. O anodo é uma estrutura fina (0,2 μm) de alumínio localizada na parte interna do II adjacente ao fósforo de saída.

O fósforo de saída (Fig. 6) é feito de sulfeto de zinco e cádmio dopado com prata (ZnCdS: Ag), que possui um espectro de emissão verde (~ 530 nm). As partículas de fósforo ZnCdS são muito pequenas (1 a 2 μm), o fósforo de saída é fino (4 a 8 μm) para preservar a alta resolução espacial. Cada elétron causa a emissão de aproximadamente 1.000 fótons de luz do fósforo de saída (SEFM, 2004).

Os fótons de luz que atingem a face lateral da janela são absorvidos por um corpo negro, mas uma fração considerável desses fótons serão focalizados por um sistema de lentes ópticas. Como a imagem formada pelo fósforo de entrada é maior do que a imagem formada no fósforo de saída, surge um efeito definido como minificação. Contudo a minificação causada pela redução no diâmetro do fósforo de saída também resulta na amplificação da intensidade da luz (aumento no brilho). Nos cursos de física básica algo semelhante ocorre quando se inicia a queima de papel usando luz solar. Uma lupa focaliza a luz que incide em sua superfície num pequeno ponto e, no processo, a intensidade da luz é amplificada o suficiente para iniciar o fogo.

Figura 6 - Janela de saída do II



Legenda: O elétron atinge o ânodo e o fósforo (0,2 μm ou 200 nm), e o impacto dessa partícula carregada causa uma explosão de luz verde no fósforo. A luz sai pela parte de trás do fósforo para a janela de vidro.

Fonte: Adaptado de BUSHBERG, 2012.

O último estágio do intensificador de imagem (II) pelo qual o sinal da imagem passa é a janela de saída, ilustrada na Figura 6. Esta janela de saída geralmente utiliza P20 (sulfeto de cádmio e zinco) como fósforo, que converte a energia cinética dos elétrons em luz. Devido à facilidade com que os elétrons são parados, a tela é extremamente fina e composta por grãos minúsculos, permitindo assim uma alta resolução da imagem.

A imagem projetada por esta tela é capturada por uma câmera de televisão ou vídeo, através de um sistema de lentes de alta qualidade. O ganho de brilho no intensificador de imagem é atribuído principalmente a dois fatores: a redução no tamanho da tela de saída em comparação à tela de entrada, que concentra o fluxo de elétrons, e a aceleração dos elétrons dentro do II. Por exemplo, um intensificador com uma janela de entrada de 20 cm e uma janela de saída de 5 cm proporciona um ganho devido à razão dos diâmetros de $(20/5)^2 = 16$. Considerando um ganho típico de fluxo de cerca de 50, isso resulta em um ganho total de brilho de aproximadamente 7000.

1.1.5. Acoplamento óptico à câmera de vídeo

Uma câmera sensível à luz, como um vidicon analógico, um sistema CCD ou CMOS de estado sólido, é acoplada opticamente à tela de saída do II e é usada para retransmitir a imagem de saída para um monitor de vídeo. As lentes usadas em sistemas de fluoroscopia focalizam a luz emitida no fósforo de saída no ponto focal da câmera de vídeo. O conjunto de lentes inclui uma abertura ajustável, que consiste basicamente num pequeno orifício posicionado entre as lentes. Ao ajustar o tamanho do orifício, altera a quantidade de luz que passa pelo sistema de lentes. O número f é inversamente proporcional ao diâmetro do furo ($f = \text{distância focal/diâmetro da abertura}$), e a área do furo determina a quantidade de luz que passa. Os números f padrão são múltiplos de: 1,4; 2,0; 2,8; 4,0; 5,6; 8; 11 e 16. Alterar o diâmetro do furo em um fator $\sqrt{2}$, altera sua área por um fator 2, portanto, aumentar o número f em um ponto, reduz a quantidade de luz que passa pela abertura por um fator 2. Em $f/16$, a abertura é pequena, pouca luz passa e o ganho geral (amplificação do sinal de luz por ganho de minificação e aceleração de elétrons) é reduzida. Em $f/5,6$, mais luz passa e o ganho geral do subsistema óptico é oito vezes maior do que em $f/16$ (BUSHBERG, 2012).

O ajuste da abertura da lente em sistemas de fluoroscopia baseados em II altera significativamente o ganho do sistema, o que tem um efeito importante no seu desempenho. Ao

diminuir o ganho do II e da óptica associada, aumentando o número f , resultará em uma taxa de exposição mais alta, produzindo imagens com menor ruído e maior dose no paciente. Aumentar o ganho reduz a taxa de exposição aos raios X e diminui a dose, mas reduz a qualidade da imagem. Os IIs absorvem fótons de raios X e emitem fótons de luz, assim como uma tela intensificadora, mas a amplificação do II produz mais luz em ordens de magnitude. É esse ganho eletrônico que produz uma imagem de saída visível usando muito menos radiação em comparação com um detector radiográfico.

1.1.6. Câmeras de vídeo

A imagem obtida pelo intensificador de imagem é direcionada por um sistema de lentes para a câmera de televisão, que por sua vez a converte em uma série de pulsos eletrônicos chamados de sinal de vídeo. Esse sinal é transmitido por um cabo para a unidade de controle, que o amplifica e o envia para o monitor de televisão.

As câmeras usadas em fluoroscopia até alguns anos atrás eram do tipo vidicon. A imagem fluoroscópica da tela de saída do intensificador de imagem é direcionada para a lente da câmera, que é funcionalmente a parte mais importante da câmera. Ela consiste numa camada de material fotocondutor, geralmente Sb_2S_3 , PbO (plumbicon), $CdZnTe$ (Newicon), Sb_2O_3 ou $SeAsTe$ (Saticon), que emite elétrons ao absorver a luz incidente. Quando os elétrons são emitidos, a camada fotocondutora permanece carregada positivamente, reproduzindo a imagem de luz. Um feixe de elétrons varre essa imagem elétrica, descarregando onde os elétrons foram perdidos (SEFM, 2004).

Os sistemas de vídeo Vidicon normalmente operam a 30 FPS em um modo de digitalização intercalada para reduzir a cintilação (percepção da imagem piscando). O sistema olho-cérebro humano pode detectar oscilações temporais mais baixas do que cerca de 47 imagens/s e, portanto, a 30 FPS, a cintilação seria perceptível. Com os sistemas intercalado, cada quadro é composto de dois campos (chamados de campos pares e ímpares, que correspondem a cada linha da matriz, com o campo ímpar começando na linha 1 e o campo par começando na linha 2), e cada campo é atualizado a uma taxa de 60 FPS (embora com apenas metade das informações), rápido o suficiente para evitar a percepção de cintilação.

O sistema de vídeo é complementado pela unidade de controle que amplifica o sinal de vídeo. O ganho desse amplificador é ajustado de modo que, independentemente do tamanho do

sinal pré-amplificado, ele seja distribuído por toda a faixa do sinal de vídeo final. Esse ganho é importante quando o intensificador de imagem opera em modos amplificados que limitam o ganho de brilho na imagem, reduzindo o brilho da tela de saída. Por fim, a corrente elétrica assim que gerada forma o sinal de vídeo, o sinal amplificado é enviado a um monitor de televisão para exibição.

1.1.7. Sistemas de fluoroscopia com tela plana

Os painéis planos, também conhecidos como equipamentos de radiografia direta, são sistemas de aquisição de imagens digitais que realizam a digitalização dos raios X diretamente no próprio detector de imagem. A base do detector é ampla, adequada para todos os tipos de exames radiológicos, e é composta por uma matriz de transistores de filme fino (TFT). Cada elemento desta matriz é chamado de *dexel*. Cada *dexel* inclui um capacitor, que acumula e armazena o sinal em forma de carga elétrica, e um transistor de silício amorfo, que permite a leitura da carga armazenada no capacitor.

Atualmente, existem dois tipos principais de detectores de tela plana: detectores diretos e detectores indiretos. Os detectores diretos convertem os fótons de raios X diretamente em um sinal elétrico, utilizando um semicondutor, como selênio. Este processo permite que a carga induzida pelos raios X seja coletada diretamente sob uma tensão, assegurando que o sinal seja capturado exatamente no *dexel* onde ocorreu o evento de absorção. Por outro lado, os detectores indiretos utilizam um cintilador ou fósforo para converter inicialmente os raios X em luz. Essa luz é então transformada em sinal elétrico por um fotodiodo associado a cada *dexel* na matriz TFT. Este arranjo não apenas converte a luz induzida pelos raios X em carga elétrica, mas também permite que cada *dexel* armazene temporariamente a carga no capacitor até que seja lida pelo transistor associado.

Em qualquer tipo de detector de tela plana, durante a aquisição de um quadro, a carga elétrica proporcional ao fluxo de raios X incidente é acumulada em cada *dexel* e armazenada por um capacitor. Posteriormente, quando o receptor de imagem é 'lido', um sinal é aplicado a todos os transistores de uma fileira específica de *dexels*, permitindo a leitura simultânea dos sinais de todos os capacitores dessa fileira. Essa carga é então transmitida para um amplificador de carga, onde o sinal é processado para formar a imagem final.

A leitura da matriz resulta na descarga dos capacitores, preparando-os para a aquisição do próximo quadro. Este processo ocorre linha por linha, até que o quadro inteiro seja lido. Inclusive durante aquisições fluoroscópicas contínuas, onde a carga é constantemente armazenada em cada capacitor em um estado estável, as informações de raios X são continuamente coletadas. Assim, o receptor consegue fornecer uma apresentação em tempo real dos dados da imagem.

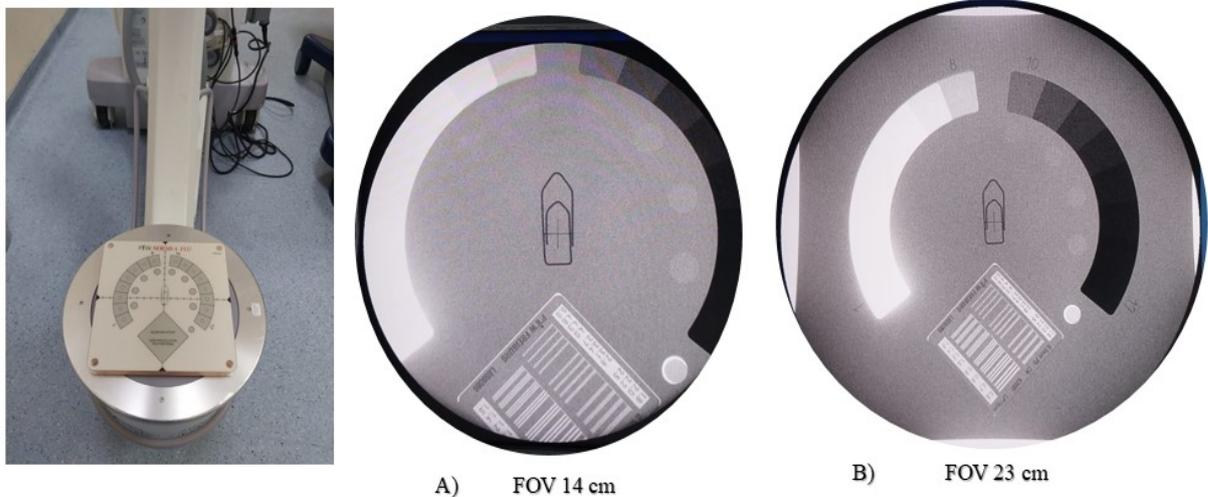
Em aplicações fluoroscópicas, os receptores de imagem de tela plana substituem completamente o sistema de intensificador de imagem tradicional. Geralmente, o tamanho dos *dexels* em fluoroscopia é maior do que em radiografia. Alguns sistemas de tela plana possuem a capacidade de ajustar o tamanho do *dexel* através de um processo conhecido como *binning*, que consiste em agrupar eletronicamente quatro *dexels* de 100 μm cada para formar um único *dexel* efetivo de 200 μm x 200 μm . Esses sistemas são equipados com *dexels* pequenos o suficiente para realizar radiografias de alta resolução (por exemplo, 100 a 150 μm), enquanto a capacidade de agrupar *dexels* permite que o detector também seja eficaz em fluoroscopia, utilizando *dexels* de tamanho maior, como 200 a 300 μm (BUSHBERG, 2012).

Em alguns detectores fluoroscópicos de tela plana, há uma demanda por *dexels* maiores, que resultam em menor resolução espacial, devido às limitações de taxa de transferência de dados ou *largura de banda*. Essas limitações restringem a quantidade de dados de imagem que podem ser processados a 30 quadros por segundo (QPS). O uso de *binning* 2x2 reduz a quantidade de dados em um fator quatro, tornando possível a exibição em tempo real. Além disso, as baixas doses de radiação por quadro comuns na fluoroscopia produzem um ruído quântico significativo, resultando em uma baixa relação sinal-ruído (SNR), o que dificulta a visualização de objetos pequenos. Portanto, em alguns casos, é necessário optar por *dexels* maiores e, conseqüentemente, menor resolução espacial para melhorar a qualidade das imagens fluoroscópicas. Por outro lado, em outros detectores de tela plana, o detector é sempre lido na resolução total. Quando o número de *pixels* na imagem digital excede o número de *pixels* no monitor, os processadores de vídeo em tempo real intervêm, interpolando e calculando a média das informações para adaptá-las à exibição, mantendo a qualidade visual para o fluoroscopista.

1.1.8. Campo de visão e modos de ampliação

Existem duas maneiras principais de ampliar imagens nos monitores. A primeira é modificando o campo de visão (Field of View - FOV) no painel de controle. Os FOVs disponíveis para a maioria dos intensificadores variam em 23, 30, 35 e 40 cm de diâmetro.

Figura 7 – Impacto da FOV na imagem



Legenda: As imagens foram obtidas com o aparelho Philips com FOV's de 14 e 23 cm, observe que quando a FOV aumenta, a distorção do tamanho do clipe, a resolução de contraste e a resolução espacial também aumentam. O brilho (densidade), não sofre variações notáveis com o aumento do FOV.

Fonte: O autor, 2023.

A seleção do FOV depende do tamanho da estrutura a ser visualizada no procedimento e, as variações no diâmetro são ajustadas automaticamente pelo colimador do feixe de raios X. Além do ajuste do FOV, a maioria dos intensificadores de imagem também possui modos de ampliação (Zoom), que permitem melhorar a resolução espacial mantendo o mesmo campo de visão. O aumento do FOV resulta não apenas na ampliação do objeto, mas também melhora a resolução espacial. Para fins didáticos, a Figura 7 apresenta uma imagem de um objeto metálico com geometria fractal (um clipe), ilustrando claramente os impactos da variação do FOV tanto na distorção quanto na resolução espacial.

1.2 Qualidade de imagem

Considerando que a transmissão dos raios X através de um objeto tridimensional é capaz de gerar uma representação bidimensional proporcional à absorção e dispersão produzida nessa interação, presume-se que o objetivo da imagem obtida seja representar de forma fiel o objeto radiografado. A precisão das informações contidas em uma imagem é comumente avaliada em termos dos fatores que determinam a qualidade da imagem. A qualidade da imagem não pode ser medida em uma escala simples. No entanto, apesar de possuir uma característica qualitativa, ela pode ser descrita através de um conjunto de grandezas e conceitos quantificáveis e, de certa forma, inter-relacionados.

Fatores técnicos

Para cada imagem realizada, é necessário que o operador selecione três fatores de exposição no painel de controle do equipamento. Cada um desses fatores de exposição tem um efeito específico na qualidade da imagem radiográfica. Os fatores de exposição, ou fatores técnicos, aplicados no gerador são: a tensão elétrica, cuja unidade de medida é o Volt (V); a intensidade da corrente elétrica, cuja unidade é o Ampère (A); e o tempo de exposição, medido em milissegundos (ms).

Tensão elétrica

A tensão elétrica (denotada por ΔV), também definida como diferença de potencial (ddp), é o trabalho necessário para mover uma carga elétrica de V_- até V_+ , contra a força exercida pelo campo elétrico. De forma geral, a diferença de potencial entre o cátodo (V_-) e o ânodo (V_+) é dada por:

$$V_+ - V_- = - \int_a^b \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} \quad (1.3)$$

A unidade da tensão elétrica é o volt. Por definição; $1 \text{ J} / \text{C} \equiv 1 \text{ V(volt)}$.

O volt (V) é definido como: a diferença de potencial elétrico que existe entre dois pontos de um fio condutor transportando uma corrente constante de 1 ampere, quando a potência dissipada entre esses pontos é igual a 1 watt (INMETRO, 2021).

A alta tensão estabelecida pelo gerador na ampola cria um campo elétrico (E) entre o cátodo (V-) e o ânodo (V+). Nesse campo elétrico, atua a força elétrica, que faz os elétrons moverem-se do cátodo para o ânodo. Teoricamente, na colisão com o ânodo, a energia adquirida pelos elétrons e sua carga elétrica se convertem em raios X.

A tensão utilizada nos aparelhos de radiodiagnóstico varia entre 20.000 volts (20 kV) e 150.000 volts (150 kV). Quanto maior o valor de kV, maior é a energia dos raios X e maior será a penetrabilidade do feixe.

Intensidade da corrente elétrica

A intensidade da corrente elétrica (*i*) através do tubo pode ser definida como a quantidade de carga (elétron) que atravessa do catodo para o anodo por unidade de tempo.

$$i = \frac{dq}{dt} \quad \therefore \int_{t_0}^{t_0+t} dq = i \int_{t_0}^{t_0+t} dt \quad (1.4)$$

Integrando a eq.1.4, podemos estimar que a carga (Q) produzida na ampola no intervalo de tempo de t_0 a $t_0 + t$ é:

$$Q(t) = i \cdot \Delta t \quad (1.5)$$

A unidade de corrente elétrica no SI é o Coulomb por segundo, ou Ampère, representada pelo símbolo A: 1 Ampère (1 A) = 1 Coulomb por segundo = (1 C/s)

Em geral, para radiografias, a corrente do tubo pode chegar a 1.200 mA em conjunto com tempos de exposição curtos (geralmente inferiores a 100 ms). Na fluoroscopia contínua, a corrente do tubo é relativamente baixa, entre 1 e 5 mA. Na fluoroscopia pulsada, a corrente do tubo é fornecida em pulsos curtos, ao invés de contínua, e a corrente média do tubo está na faixa de 10 a 50 mA (SCHUELER, 2000).

O mA é diretamente proporcional à quantidade de elétrons envolvidos na produção dos raios X. Esses elétrons são liberados do filamento pelo efeito termiônico. Uma corrente mais elevada se traduz em maior fluência de fótons atingindo o receptor de imagem. Nos aparelhos de fluoroscopia, o mA é controlado automaticamente pelo controle automático de intensidade (CAI).

Tempo de exposição

A duração da produção dos raios X é determinada pelo tempo de exposição. Nos equipamentos mais modernos, o tempo de exposição é selecionado automaticamente pelo controle automático de exposição (CAE) ou combinado com a corrente do tubo (mA), resultando no produto mAs.

O produto da corrente do tubo (mA) pelo tempo (s) determina a quantidade total de fótons contidos no feixe de raios X. Normalmente, a qualidade da imagem digital é a mesma tanto para altos valores de mA e baixo tempo, ou vice-versa. Na maioria dos casos, prefere-se utilizar tempos curtos para evitar movimentos do paciente (sejam voluntários ou involuntários), os quais poderiam resultar em imagens "borradas".

Para receptores altamente sensíveis, como intensificadores de imagem, um pequeno valor de mAs é suficiente para formar imagens (aproximadamente 5 mAs), enquanto para receptores menos sensíveis, como filmes, são necessários valores de mAs mais altos (em torno de 50 mAs) (SEFM, 2004).

Controle automático da taxa de exposição

O controle automático da taxa de exposição (CAE) é um sistema que regula automaticamente o tempo de exposição durante a aquisição de imagens radiológicas. Consiste em um conjunto de até três câmaras de ionização colocadas próximas ao receptor de imagem, que analisam em tempo real a taxa de exposição em cada imagem produzida pelo equipamento.

Nos sistemas de aquisição digital, o CAE utiliza um sistema de medição de luz em uma ou mais áreas da imagem de saída do intensificador de imagem (II). Quando o sinal de luz atinge um determinado valor, o CAE interrompe a exposição. O uso do CAE elimina a necessidade de o operador selecionar manualmente o tempo de exposição; apenas a escolha do kV e, se aplicável, do mA, são necessários.

Sem o uso do CAE, o operador deve selecionar manualmente os três fatores técnicos - kV, mA e tempo (técnica de três pontos) - ou selecionar apenas o kV e o mAs (técnica de dois pontos) separadamente para cada aquisição de imagem. Neste último caso, o equipamento

determina o mA a ser utilizado e ajusta o tempo de exposição para atender aos requisitos de mAs selecionado (SEFM, 2004).

Controle automático de intensidade

O controle automático de intensidade (CAI), usado na escopia, ajusta automaticamente o mA durante a exposição para garantir a qualidade da imagem. Presente em todas as unidades de fluoroscopia, esse dispositivo geralmente consiste em um tubo fotomultiplicador que mede a intensidade luminosa na imagem de saída do intensificador. Quando o CAI detecta brilho insuficiente, ele comanda o gerador para aumentar o mA. Por essa razão, também foi chamado de controle automático de brilho (CAB) (BUSHBERG, 2012).

O CAI pode ser confundido com o controle automático de exposição (CAE), mas em ambos os casos - uma vez que o limiar de exposição esteja configurado corretamente - a exposição e uma imagem de boa qualidade estarão asseguradas. As tecnologias modernas fazem uso da chamada técnica de ponto zero, na qual nem mesmo o kV precisa ser selecionado. Uma pré-digitalização da imagem é realizada com o paciente na posição de exame, e o equipamento seleciona o kV mais adequado com base na absorção dos raios X no paciente. O mA e o tempo de exposição nesses sistemas são controlados pelo CAI, que atuará também como CAE (SEFM, 2004).

Fatores da qualidade de imagem

A imagem digital engloba uma série de conceitos que envolvem software, hardware e a conversão de sinais de analógicos para digitais. Embora estes conceitos sejam distintos daqueles aplicados a filmes com telas intensificadoras, com os ajustes adequados, é possível fazer uma correlação entre eles. Os fatores usados para avaliar a qualidade da imagem digital são: brilho, resolução do contraste, resolução espacial, distorção, indicador de exposição e ruído.
nnnnnnnnn

Brilho

O brilho de uma imagem radiográfica pode ser definido como a intensidade da luz que representa os *pixels* individuais da imagem no monitor (KENNETH L. BONTRAGER e JOHN P. LAMPIGNANO, 2015). Na imagem digital, o termo 'brilho' é usado no lugar de 'densidade', que é comum nas imagens em filme. Diferentemente da densidade em filme, que tem uma relação linear com o mAs, as variações de mAs em imagens digitais não afetam o brilho de maneira uniforme. Isto ocorre porque, além do mAs, nas imagens digitais o brilho é influenciado por uma combinação de fatores de processamento digital.

Nos intensificadores de imagem, o brilho é o produto dos ganhos eletrônicos (G_E) e dos ganhos de minificação (G_M). A capacidade do intensificador em aumentar a intensidade de luz na imagem é denominada como ganho de luminância (G_B).

$$G_B = G_E \cdot G_M \quad (1.6)$$

O ganho de minificação (G_M) resulta da diferença entre os diâmetros da tela de entrada e da tela de saída e pode ser estimado pela razão ao quadrado desses diâmetros. Por exemplo, um intensificador de imagem (II) com um diâmetro de entrada de 23 cm e um diâmetro de saída de 2,5 cm produz um ganho de minificação de aproximadamente $(23/2,5)^2$, o que equivale a cerca de 84 vezes. À medida que o diâmetro efetivo do fósforo de entrada diminui - resultando em uma ampliação da imagem - o ganho de brilho também é reduzido

O ganho eletrônico nos intensificadores de imagem (II) ocorre devido à aceleração dos elétrons dentro da óptica eletrônica do dispositivo. Quando esses elétrons de alta energia cinética interagem com o fósforo de saída, uma quantidade significativa de luz é produzida, com cada elétron induzindo a emissão de aproximadamente 1.000 fótons de luz do fósforo de saída.

O ganho de luminância, também conhecido como ganho total de brilho, varia entre 2.500 e 7.000 vezes e é um critério utilizado para classificar um intensificador de imagem. O ganho de luminância pode ser calculado pela seguinte fórmula:

$$G_B = \frac{\textit{intensidade de luz de saída} \left[\frac{\text{cd}}{\text{m}^2} \right]}{\textit{taxa de exposição na entrada} \left[\frac{\text{mR}}{\text{s}} \right]} \quad (1.7)$$

Portanto, uma maneira eficaz de aumentar o brilho na imagem é diminuir o diâmetro do fósforo de entrada do II."

Resolução do contraste

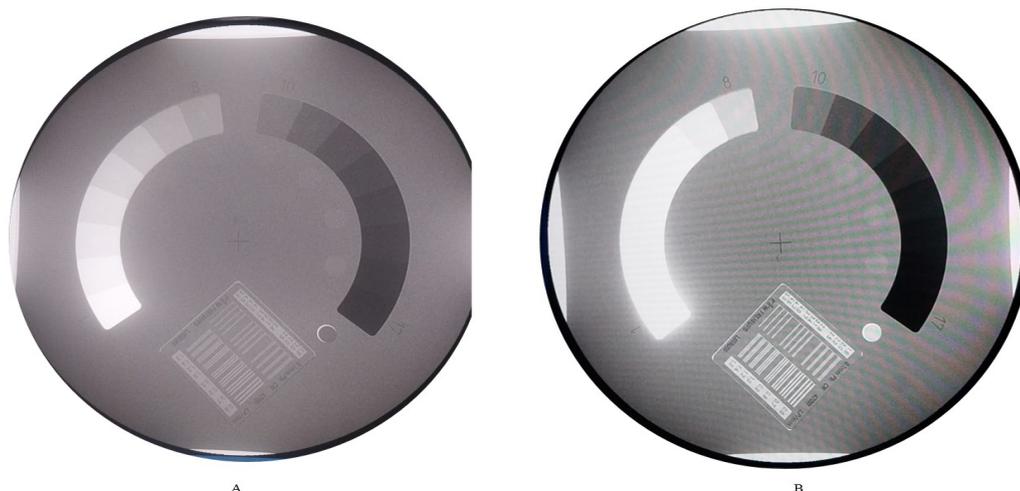
Na imagem digital, o contraste pode ser definido como a diferença no brilho entre áreas claras e escuras na imagem. Essa definição é semelhante à utilizada em filmes, na qual o contraste é definido como a diferença de densidade entre áreas adjacentes do filme (KENNETH L. BONTRAGER e JOHN P. LAMPIGNANO, 2015).

Quando a diferença de densidade ou brilho é nítida, temos uma imagem com alto contraste; caso contrário, uma imagem de baixo contraste. Isso pode ser percebido ao comparar o brilho da cunha 8 com a cunha 10 na imagem B da figura 8. Observa-se que não há dificuldade em diferenciar as cunhas. O mesmo não pode ser observado entre as cunhas de 1 a 6 da imagem B da figura 8, que representam duas regiões com baixo contraste, onde a diferença entre os tons de cinza é quase imperceptível.

O contraste de uma imagem pode ser classificado em escala longa ou escala curta, referindo-se ao alcance total das densidades ópticas da parte mais clara à mais escura da imagem radiográfica (KENNETH L. BONTRAGER e JOHN P. LAMPIGNANO, 2015). Isso pode ser observado ao comparar as imagens A e B da figura 8.

Note que a imagem A possui mais cunhas visíveis (escala longa) do que a imagem B. Isso também está demonstrado na imagem B, que mostra escala curta/alto contraste (menos cunhas visíveis) quando comparada com a imagem A, que ilustra escala longa/baixo contraste.

Figura 8 - Escala de contraste



Legenda: (A) imagem com baixo contraste e escala longa de contraste. (B) imagem com alto contraste, escala curta de contraste.

Fonte: O autor, 2024.

É importante ressaltar que as classificações “longa”, “curta”, “alta” e “baixa” não classificam uma imagem como boa ou ruim. Por exemplo, o baixo contraste (escala longa de contraste) é desejável em imagens radiográficas do tórax, onde muitos tons de cinza são necessários para visualizar as finas tramas pulmonares. Já em uma imagem do tórax com alto contraste (escala curta de contraste), serão evidenciadas as linhas tênues das vértebras torácicas e dos arcos costais, que são visíveis através do coração e das estruturas mediastinais (KENNETH L. BONTRAGER e JOHN P. LAMPIGNANO, 2015).

O sistema de imagens digitais é desenvolvido para exibir eletronicamente o melhor contraste de imagem sob uma ampla combinação de fatores de exposição. Ao contrário da radiografia em filme, onde o kV é o fator de controle primário do contraste, na imagem digital o contraste é afetado por processamentos que consistem na aplicação de algoritmos.

A resolução de contraste refere-se à capacidade de detectar alterações muito sutis na escala de cinza e distingui-las do ruído na imagem. A resolução de contraste é caracterizada por medições relacionadas à relação sinal-ruído (SNR) em uma imagem (BUSHBERG, 2012).

A resolução de contraste não é um conceito que se concentra em objetos fisicamente pequenos em si (esse é o conceito de resolução espacial); em vez disso, a resolução de contraste está mais relacionada a estruturas anatômicas que produzem pequenas alterações na intensidade do sinal (escala de cinza da imagem), o que torna difícil para o radiologista escolher (detectar) essa estrutura em meio a um fundo ruidoso.

A resolução de alto contraste é necessária nos exames das estruturas ósseas, onde o objetivo é visualizar o osso e sua parte cortical. Já a resolução de baixo contraste é requerida

nos procedimentos de tecidos e partes moles, como nos casos de obstrução intestinal e neoplasias intestinais. Note que a imagem A da figura 8 possui alta resolução de contraste, uma vez que é possível visualizar as cunhas de 1 a 17. É importante salientar que a resolução de contraste será definida pelo protocolo utilizado. Se na imagem B tivéssemos selecionado um protocolo de mão, as cunhas de 10 a 17, referentes ao contraste negativo, apresentariam uma escala de contraste encurtada.

Na fluoroscopia, a resolução de contraste é baixa devido à baixa relação sinal-ruído (SNR), resultando em uma qualidade de imagem inferior em comparação com outras modalidades de imagens. A resolução de contraste poderia ser melhorada aumentando a taxa de exposição e/ou adicionando uma grade antidifusora na entrada do intensificador de imagem. No entanto, em ambos os casos, haveria um aumento na dose para o paciente.

Os sistemas fluoroscópicos oferecem configurações de dose que permitem ajustar a relação entre a resolução de contraste e a dose para o paciente. Alguns sistemas fluoroscópicos utilizam grades antidifusoras com razões de 6:1 a 12:1 para distâncias focais curtas, o que é importante em pacientes pediátricos. Essas grades podem ser movidas pelo operador para dentro e para fora do feixe (BUSHBERG, 2012).

Resolução espacial

A resolução espacial é uma medida da capacidade de um sistema de geração de imagens de produzir imagens de objetos em função de seu tamanho. Em termos simples, a resolução espacial está relacionada ao tamanho do objeto que pode ser visto em um determinado sistema de geração de imagens, e esse seria o limite de resolução espacial (BUSHBERG, 2012). Esse limite está relacionado à distância mínima em que dois objetos podem ser radiografados para que a imagem os apresente como separados.

Muitos fatores contribuem para a degradação da resolução espacial de um sistema radiográfico. Alguns são puramente geométricos, outros são cinéticos e outros têm a ver com as características do próprio receptor de imagem. Entre os primeiros, podemos citar o tamanho do ponto focal. Se o ponto focal fosse pontual, a sombra de um objeto que intercepta parcialmente o feixe seria sempre de tamanho proporcional ao objeto e teria bordas nítidas. No entanto, o ponto focal possui dimensões entre 0,1 mm e 1,5 mm para a maioria dos tubos de raios X e, portanto, a sombra do objeto não é perfeitamente definida em suas bordas, sendo

cercada por uma penumbra. A penumbra embaça a representação do objeto. Quando o tamanho do objeto é da ordem de grandeza das dimensões do foco, a sombra e a penumbra também podem ter tamanhos semelhantes; se vários desses objetos estiverem localizados próximos uns dos outros, a penumbra pode tornar os objetos indistinguíveis na imagem.

Outros fatores, como as distâncias entre o foco e o receptor de imagem e entre o objeto e receptor de imagem, têm efeitos geométricos na nitidez e na resolução espacial. O distorção associada ao possível movimento do objeto radiografado durante a exposição aos raios X também é bastante evidente. A influência do sistema de geração de imagens exige uma análise caso a caso.

Na grande maioria dos sistemas digitais atuais, o tamanho do pixel estabelece um limite para o que pode ser teoricamente visualizado nessa imagem. Embora seja verdade que não é possível demonstrar um objeto menor que o tamanho do pixel, também é verdade que é possível visualizar um objeto de alto contraste, menor que o tamanho do pixel, se a amplitude do sinal for grande o suficiente para afetar significativamente o valor da escala de cinza desse pixel. Também é verdade que as imagens com pixels pequenos têm o potencial de oferecer alta resolução espacial, mas muitos outros fatores também afetam a resolução espacial e, em muitos casos, não é o tamanho do pixel que é o fator limitante da resolução espacial (BUSHBERG, 2012).

A função de propagação de borda (ESF), a função de propagação de linha (LSF) e a função de espalhamento de ponto (PSF) são descrições adequadas das propriedades de resolução de um sistema de geração de imagens no nível espacial. Em um sistema ideal de imagem, quando você tem um ponto como entrada, a saída (ou imagem) também deve ser um ponto, indicando uma representação perfeitamente nítida e sem espalhamento. No entanto, em sistemas reais com resolução limitada, quando um sinal de entrada é um ponto correspondendo a uma função delta de Dirac, a saída não é mais um ponto perfeitamente definido. Em vez disso, é descrita pela 'função de espalhamento de ponto' (PSF), que detalha como as informações se espalham lateralmente no sistema devido às limitações de resolução (BUSHBERG, 2012).

É comum expressar as propriedades de resolução de um sistema no domínio da frequência, através da chamada função de transferência de modulação (MTF). A MTF, uma medida de como um sistema óptico ou de imagem transmite diferentes frequências espaciais, é frequentemente usada para avaliar a capacidade do sistema de transmitir detalhes finos de uma imagem.

A MTF pode ser obtida a partir da transformada de Fourier da PSF, usando a fórmula:

$$MTF(F) = \left| \int_{x=-\infty}^{\infty} LSF(x) e^{-2\pi i f x} dx \right| \quad (1.8)$$

Onde:

F representa a frequência espacial do sinal de entrada, geralmente medida em ciclos por milímetro (cpmm).

x é a variável espacial que descreve a posição ao longo do objeto ou imagem.

i é a unidade imaginária ($\sqrt{-1}$), crucial para a transformação de Fourier.

$f x$ é o produto da frequência espacial f pela variável espacial x , relacionando posição espacial e frequência espacial na análise.

A frequência de corte, o ponto em que a MTF se reduz a zero, indica a capacidade do sistema de distinguir detalhes finos. Além da frequência de corte, é comum referenciar as frequências em que a MTF atinge valores específicos, como 2% ou 4%, associados ao limite inferior de contraste discernível pelo olho humano treinado (SEFM, 2004). Esses valores indicam que, abaixo dessas frequências, o sistema pode ter dificuldade em transmitir informações úteis, tornando os detalhes finos potencialmente imperceptíveis para um observador treinado. A função de transferência de modulação (MTF) fornece uma descrição detalhada da resolução espacial e é amplamente aceita como o padrão para a caracterização rigorosa da resolução espacial."

Uma maneira de entender a resolução espacial é através da frequência espacial, que apresenta uma perspectiva diferente do tamanho do objeto em uma imagem. Frequências espaciais baixas correspondem a objetos maiores na imagem, enquanto frequências espaciais mais altas correspondem a objetos menores. Se o tamanho de um objeto (Δ) for conhecido, ele pode ser convertido em frequência espacial (F) usando a fórmula $F = 1/2\Delta$. Inversamente, conhecendo-se a frequência espacial F , o tamanho do objeto pode ser revertido usando $\Delta=1/(2F)$. As dimensões de Δ são dadas em milímetros, enquanto que as dimensões de F são expressas em ciclos por milímetro (ciclos/mm), também representáveis como mm^{-1} .

A frequência de Nyquist (F_N) descreve a resolução máxima possível em um sistema de imagem digital. A resolução teórica intrínseca da fluoroscopia é limitada pela frequência de Nyquist, $F_N=1/(2\Delta)$, onde Δ é o tamanho de um elemento do detector (BUSHBERG, 2012).

Por exemplo, em um sistema com um FOV de 25 cm e uma matriz de imagem de 1024X1024, a dimensão do pixel, Δ , seria de $250 \text{ mm} / 1024 \approx 0,24 \text{ mm}$, o que resulta em

aproximadamente 2,4 ciclos/mm. Assim, a resolução teórica intrínseca da fluoroscopia é limitada a $F_N = 1/(0,24 \times 2) \approx 2,1$ pares de linhas por milímetro. Em um sistema com um FOV de 17 cm e uma matriz de 1024 X 1024, a dimensão do pixel, Δ , seria de $170 \text{ mm}/1024 \approx 0,17$ mm, resultando em cerca de 1,7 ciclos/mm e $F_N \approx 2,9$ pares de linhas por milímetro.

Embora os detectores modernos de fluoroscopia possam alcançar uma resolução limite entre 3 a 5 ciclos/mm, a resolução limite de todo o sistema é determinada pelo dispositivo de vídeo e pelo tamanho efetivo da matriz de FOV, que define a dimensão do pixel na imagem exibida. Por exemplo, um monitor de TV com 1024 linhas teria uma resolução de 2 a 2,2 pares de linhas por milímetro para um tamanho de campo de 23 cm. Portanto, a resolução deve ser estimada para cada tamanho de campo e para cada monitor de TV.

Distorção

Distorção é definida como a representação incorreta do tamanho ou da forma do objeto na imagem radiográfica. Essa distorção é influenciada por diversos fatores geométricos, incluindo a distância entre o foco e o receptor de imagem (DFR), a distância entre o objeto e o receptor de imagem (DOR) e o alinhamento do raio central (RC) com o receptor de imagem (RI) (KENNETH L. BONTRAGER e JOHN P. LAMPIGNANO, 2015). Para minimizar a distorção, é crucial garantir o alinhamento adequado entre o RC e o objeto sendo radiografado, manter o objeto o mais próximo possível do RI e utilizar uma DFR padronizada.

Além dos fatores geométricos, outros elementos podem contribuir para esse fenômeno. Por exemplo, imperfeições ópticas nos componentes do sistema de imagem, como lentes ou espelhos, podem causar distorções, especialmente em sistemas mais complexos.

Existem dois tipos comuns de distorção encontrados em intensificadores de imagem: a distorção de *pincushion* e a distorção geométrica S (BUSHBERG, 2012). A distorção de *pincushion* ocorre devido à projeção da imagem com um fósforo de entrada curvo para um fósforo de saída plano. Isso resulta em uma distorção que estica as dimensões físicas na periferia da imagem, tornando-a visualmente distorcida. É possível identificar essa distorção quando a metade superior da imagem é deslocada em relação à metade inferior. Para minimizá-la, é recomendado posicionar a anatomia de interesse no centro do campo de visão (FOV).

A distorção geométrica S é uma distorção espacial da imagem que se assemelha a um formato S. Geralmente é sutil e pode ser causada por campos magnéticos dispersos e pelo

campo magnético da Terra, que afetam a trajetória do elétron do cátodo para o ânodo dentro do intensificador de imagem (II). Em sistemas fluoroscópicos com capacidade de rotação, a distorção S pode variar de acordo com a orientação do II em relação ao campo magnético da Terra.

Ruído

Ruído é definido como um distúrbio aleatório que obscurece ou reduz a claridade da imagem. Na imagem radiográfica, isso se manifesta como uma imagem granulada ou cheia de pontos (KENNETH L. BONTRAGER e JOHN P. LAMPIGNANO, 2015).

O ruído em imagens radiológicas pode ter diversas causas, incluindo fatores externos e elementos relacionados à estrutura do equipamento e transmissão do sinal. Entre os principais fatores estão o ruído eletrônico, gerado pelos elétrons ejetados dos componentes de detecção de sinal do intensificador de imagem (II) e adicionados ao sinal de imagem; o ruído estruturado, resultante dos elétrons ejetados de algum componente durante a obtenção automática das imagens de calibração; o ruído anatômico, gerado pela anatomia do paciente presente na imagem, mas não relevante para o diagnóstico; e o ruído quântico, originado pela quantidade insuficiente de fótons de raios X incidentes no receptor de imagem.

Uma avaliação abrangente desses efeitos pode ser realizada através do conceito de Eficiência Quântica de Detecção (*Detective Quantum Efficiency* - DQE) (SEFM, 2004). O DQE descreve o desempenho de um sistema de geração de imagens em termos de sua capacidade de converter a informação de raios X em um sinal de imagem útil, considerando as limitações inerentes ao sistema.

O DQE é definido como o quadrado da razão entre a Relação Sinal-Ruído (SNR) de saída e a SNR de entrada do sistema. Em termos mais simples, o DQE compara a qualidade do sinal de imagem produzido pelo sistema com o sinal de entrada original (BUSHBERG, 2012).

$$DQE = \frac{SNR_{OUT}^2}{SNR_{in}^2} \quad (1.9)$$

A SNR de entrada (SNR_{IN}) representa a relação entre o sinal (N) e o ruído de fundo (σ) na entrada do sistema. Para sistemas de geração de imagens de raios X, onde a SNR_{IN} é determinada principalmente pela fluência média de fótons incidentes no sistema, o quadrado da SNR_{IN} é igual à fluência média de fótons incidentes (N).

A SNR de saída (SNR_{OUT}) é influenciada pelo *Modulation Transfer Function (MTF)* e pelo *Noise Power Spectrum (NPS)* do sistema. O MTF descreve a capacidade do sistema de reproduzir fielmente as frequências espaciais do sinal, enquanto o NPS descreve como o ruído é distribuído nas diferentes frequências espaciais da imagem. A SNR de saída (SNR_{OUT}) é influenciada pela Função de Transferência de Modulação (MTF) e pelo Espectro de Potência do Ruído (NPS) do sistema. A MTF descreve a capacidade do sistema de reproduzir fielmente as frequências espaciais do sinal, enquanto o NPS descreve como o ruído é distribuído nas diferentes frequências espaciais da imagem.

Um DQE alto indica que o sistema é eficiente em converter os fótons incidentes em um sinal de imagem útil, mantendo uma boa relação sinal-ruído. Por outro lado, um DQE baixo indica que o sistema não é eficiente na conversão de fótons em um sinal de imagem útil, resultando em uma SNR de saída menor em relação à SNR de entrada. O DQE reflete a eficiência da detecção de raios X, desconsiderando outros elementos da cadeia de geração de imagens que possam injetar ou amplificar o ruído.

O DQE também pode ser estimado usando a equação:

$$DQE = \frac{\int \phi(E)[1 - e^{-\mu(E)T}]dE}{\int \phi(E) dE} \quad (1.10)$$

Onde: $\phi(E)$ é o espectro de raios X, $\mu(E)$ representa o coeficiente de atenuação linear dependente de energia do material do detector de raios X, e T é a espessura do material do detector.

Para um feixe de raios X monoenergético, a equação se reduz ao termo:

$$DQE = 1 - e^{-\mu(E)T} \quad (1.11)$$

1.3 Programa de garantia da qualidade

O controle da qualidade em unidades de imagem médica é essencial para assegurar que as imagens produzidas sejam de alta qualidade, permitindo a obtenção de informações diagnósticas adequadas, com custo mínimo e exposição reduzida do paciente à radiação.

O processo de obtenção e diagnóstico de imagens médicas é complexo e envolve diversos elementos, como processos físicos, equipamentos e especialistas. Qualquer falha

nesses elementos pode resultar em imagens de baixa qualidade ou exposição excessiva do paciente à radiação. Portanto, implementar um programa de garantia da qualidade é crucial para garantir imagens de alta qualidade, informações diagnósticas precisas e segurança do paciente.

Um programa de garantia da qualidade deve abranger todas as fases do processo de diagnóstico por imagem, desde a solicitação dos exames até a interpretação e transmissão das informações ao médico. Este trabalho, no entanto, foca principalmente na implementação desse programa, enfatizando esta etapa como uma prioridade para a equipe técnica responsável pelo controle da qualidade (SEFM-SEPR, (2002)).

Os benefícios dos controles da qualidade podem ser comprometidos se não forem realizadas ações em diversos aspectos, como treinamento em proteção radiológica, garantia da qualidade dos profissionais técnicos e especializados, avaliação da necessidade de substituição ou aquisição de equipamentos, manutenção preventiva conforme recomendado pelo fabricante e avaliação dos parâmetros que afetam os custos.

Dentro dos programas de garantia da qualidade, são realizados três tipos distintos de testes: de aceitação, de estado e de constância (SEFM-SEPR, (2002)). Os testes de aceitação e de estado inicial estão fora do escopo deste trabalho, este trabalho concentra-se nos testes de constância dos aparelhos com fluoroscopia.

Aquisição de equipamentos e testes de aceitação

A aquisição de equipamentos para serviços de diagnóstico por imagem é um processo crucial que demanda rigor e atenção aos detalhes. Para garantir a qualidade e adequação dos equipamentos adquiridos, é essencial seguir um conjunto de diretrizes e procedimentos bem definidos.

As especificações técnicas de compra devem ser elaboradas com a participação de especialistas, incluindo médicos e físicos médicos. Estas especificações devem detalhar as características necessárias dos equipamentos, de acordo com as necessidades específicas da instalação. Além dos aspectos técnicos, é fundamental que essas especificações também abordem o cumprimento dos padrões regulatórios exigidos e incluam a entrega de uma documentação técnica completa (SEFM-SEPR, (2002)).

Antes de sua utilização clínica, todo equipamento novo deve passar por um teste de aceitação para verificar sua conformidade com as especificações do contrato de compra, assim

como com a legislação aplicável e os padrões da qualidade. Este teste deve ser realizado pelo fornecedor do equipamento e contará com a presença de representantes qualificados do comprador, incluindo, sempre que possível, um físico médico especialista em radiodiagnóstico (SEFM-SEPR, (2002)).

O escopo e o conteúdo do teste de aceitação devem ser claramente definidos nas especificações técnicas de compra. É imperativo que o fornecedor inclua um protocolo detalhado para o teste de aceitação na documentação técnica fornecida. O teste de aceitação deve ir além do controle da qualidade do equipamento, englobando também uma série de verificações documentais para assegurar a conformidade com as normas regulatórias (SEFM-SEPR, (2002)).

Os resultados do teste de aceitação devem ser documentados em um relatório elaborado pelo fornecedor e validado pelo representante do comprador. Somente após a conclusão bem-sucedida do teste de aceitação e a emissão do certificado correspondente, o equipamento adquirido poderá ser utilizado clinicamente (SEFM-SEPR, (2002)). Idealmente, os testes de aceitação devem ser realizados por meio de procedimentos não invasivos. Quando certos parâmetros não puderem ser medidos no local da instalação, poderão ser utilizados certificados ou testes de fábrica fornecidos pelo fabricante.

Testes de estado

Uma vez que o equipamento é aceito, serão realizados os testes de estado, ou seja, estabelecer o estado de referência inicial de acordo com os testes de aceitação e quaisquer testes adicionais necessários. Esse estado de referência será usado para verificar periodicamente a estabilidade do equipamento ao longo de sua vida útil, ou até que um novo estado de referência seja estabelecido com o qual os controles sucessivos serão comparados.

Os testes de estado têm como objetivo estabelecer o estado de referência inicial com base nos testes de aceitação e quaisquer outros testes adicionais necessários. Este estado de referência inicial serve como ponto de partida para verificar periodicamente a estabilidade do equipamento ao longo de sua vida útil.

Os testes de estado são importantes para garantir que o equipamento permaneça operando de maneira consistente e confiável ao longo do tempo. Eles ajudam a identificar

quaisquer desvios ou mudanças no desempenho do equipamento que possam ocorrer com o uso contínuo. Esses testes são realizados regularmente, de acordo com um cronograma pré-determinado, e os resultados são comparados com o estado de referência inicial para avaliar a estabilidade do equipamento.

Os testes de estado devem ser realizados sob a supervisão de especialistas em física médica, e também serão realizados quando algum componente substancial do equipamento for modificado ou quando, após um teste de constância, for observada uma mudança significativa em seu funcionamento (SEFM-SEPR , (2002)).

Testes de constância

Os testes de constância são realizados para monitorar a estabilidade dos parâmetros mais importantes do funcionamento dos equipamentos ao longo do tempo. Eles são fundamentais para garantir que os equipamentos permaneçam operando dentro dos padrões aceitáveis de desempenho e da qualidade ao longo de sua vida útil. Os testes de constância começam com um valor de referência estabelecido a partir dos testes de aceitação ou do estado inicial do equipamento. Este valor serve como base para monitorar qualquer variação nos parâmetros ao longo do tempo.

Os testes de constância têm como objetivo monitorar os parâmetros essenciais do equipamento de forma simples, rápida e fácil de realizar e interpretar. Eles devem ser conduzidos regularmente em intervalos pré-determinados ou sempre que houver suspeita de mau funcionamento (SEFM-SEPR , (2002)). A frequência dos testes de constância descritos no protocolo deve ser considerada como mínima, podendo ser aumentada se necessário. Idealmente, esses testes devem ser realizados em colaboração com o pessoal do serviço de saúde responsável pelo uso diário dos equipamentos.

Se desvios anormais forem observados durante os testes de constância, medidas como repetição do teste, notificação do responsável pelo programa de garantia da qualidade e aumento da frequência dos testes devem ser consideradas. Se os desvios persistirem ou o equipamento mostrar um comportamento instável, podem ser necessárias ações mais rigorosas, como realizar um teste de estado em conjunto com serviços de manutenção ou até mesmo restringir ou suspender temporariamente o uso clínico do equipamento (SEFM-SEPR , (2002)).

Intervenção e reparo de equipamentos

Qualquer reparo ou intervenção em equipamentos que possa afetar a qualidade da imagem ou a dose no paciente deve ser realizada por profissionais qualificados e experientes. Isso inclui a substituição de peças danificadas, reparos elétricos ou mecânicos e ajustes no sistema. Após a conclusão da intervenção ou reparo, a assistência técnica responsável pela execução desses serviços deve realizar uma verificação completa do equipamento. Isso inclui garantir que o equipamento tenha sido restaurado às condições anteriores à falha e verificar se está funcionando corretamente. A assistência técnica deve fornecer uma certificação (anexo I) confirmando que o equipamento foi restaurado às condições anteriores à falha e que seu funcionamento está de acordo com os padrões exigidos. Essa certificação é uma garantia de que o equipamento está pronto para ser utilizado clinicamente novamente.

1.4 Controle da qualidade em equipamento com fluoroscopia

Os equipamentos de raios X destinados à fluoroscopia apresentam uma variedade de configurações e modos de operação. Essas variações podem incluir diferentes modos de controle, como fluoroscopia manual, semiautomática ou automática, além de opções de operação contínua ou pulsada, variando em tamanho de pulso e incluindo filtros adicionais, entre outros (SEFM, 2004).

Devido a essas diversas particularidades, não há uma única forma de medir uma magnitude específica. Por exemplo, a medição da dose de radiação pode variar dependendo do modo de operação do equipamento, da configuração dos parâmetros e das técnicas de exposição utilizadas. Da mesma forma, a qualidade da imagem fluoroscópica pode ser avaliada de maneira diferente com base nas configurações específicas do equipamento e nos requisitos clínicos

Portanto, ao realizar medições e avaliações de desempenho, é crucial considerar as características individuais de cada equipamento e os diferentes modos de operação. Isso garante que as medidas sejam adequadas e relevantes para o contexto específico em que o equipamento está sendo utilizado, levando em conta as necessidades clínicas, as diretrizes de segurança e os padrões regulatórios aplicáveis.

Os testes de controle da qualidade são estruturados em três grupos principais, cada um focado em aspectos específicos do equipamento. O primeiro grupo concentra-se no funcionamento do tubo de raios X, fundamental para a produção de imagens de alta qualidade. Os testes incluem o rendimento do tubo, precisão e repetibilidade da tensão do tubo e camada semirredutora. O segundo grupo de testes avalia a qualidade da imagem, abordando fatores como brilho (escala de cinza), resolução de baixo contraste, resolução espacial, distorção e ruído. Por fim, o terceiro grupo avalia a dosimetria no ponto de referência (posição do paciente) e a compensação do controle automático de intensidade (CAI) para diferentes espessuras na entrada do intensificador de imagem.

Para avaliar essas grandezas, são empregadas técnicas de metrologia que incluem exatidão de medição, repetibilidade, reprodutibilidade e estabilidade. A exatidão de medição é o grau de concordância entre um valor medido e um valor verdadeiro dum mensurando. A repetibilidade de medição é a precisão de medição sob um conjunto de condições de repetibilidade. Condição de repetibilidade de medição é uma condição de medição num conjunto de condições, as quais incluem o mesmo procedimento de medição, os mesmos operadores, o mesmo sistema de medição, as mesmas condições de operação e o mesmo local, assim como medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos similares durante um curto período de tempo (INMETRO, 2012).

A reprodutibilidade de medição é a precisão de medição conforme um conjunto de condições de reprodutibilidade. Condição de reprodutibilidade de medição consiste na condição de medição num conjunto de condições, as quais incluem diferentes locais, diferentes operadores, diferentes sistemas de medição e medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos similares (INMETRO, 2012). O cálculo da reprodutibilidade só terá sentido se a equipe técnica possuir os resultados dos testes pretéritos (aceitação ou de estado).

Testagem do funcionamento do tubo

O controle da qualidade do funcionamento do tubo de raios X é um procedimento essencial realizado regularmente para garantir seu desempenho na produção de imagens de alta qualidade e na emissão de doses de radiação adequadas. Esses testes devem ser conduzidos durante a aceitação do equipamento e repetidos anualmente ou após reparos.

Os testes do funcionamento do tubo de raios X têm como objetivo avaliar se o equipamento está operando de maneira eficiente. Esses testes são cruciais para garantir a precisão diagnóstica e a segurança dos pacientes e profissionais de saúde. Os principais testes realizados na fluoroscopia incluem: repetibilidade e linearidade do rendimento do tubo, exatidão e a repetibilidade da tensão no tubo de raios X, teste de corrente (mA) ou controle automático de intensidade (CAI), teste de camada semirredutora (CSR) (AIEA, 2021).

O rendimento do tubo pode ser calculado dividindo-se o kerma no ar pelo produto da corrente pelo tempo (mA.s). As variáveis metrológicas usadas para caracterizar o desempenho do tubo incluem estabilidade, repetibilidade e linearidade. A estabilidade avalia se o desempenho do tubo permanece constante ao longo do tempo, enquanto a linearidade verifica se o kerma no ar é proporcional às mudanças nas configurações de corrente e mAs (IAEA, REPORTS N^o 47, 2023).

A avaliação do rendimento do tubo deve ser comparada com um valor de referência inicial, com uma variação não superior a 20%. Na ausência de um valor de referência, podem ser utilizados valores orientativos, que sugerem um valor para o rendimento maior que 25 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m do tubo a 80 kVp para aparelhos monofásicos ou maior que 50 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m do tubo a 80 kVp para aparelhos trifásicos ou pulsados. O coeficiente de variação deve ser menor ou igual a 10% e a linearidade entre dois pontos consecutivos deve ser menor ou igual a 10%. Caso os resultados dos testes não sejam aceitáveis, o serviço de manutenção deve ser acionado (AIEA, 2021).

Os testes de tensão (kVp) são essenciais para avaliar a exatidão e repetibilidade da tensão em aparelhos com fluoroscopia. Estes testes devem ser realizados durante a fase de aceitação do equipamento, após quaisquer reparos significativos e anualmente como parte dos testes de constância. O objetivo é verificar se a tensão aplicada ao tubo de raios X corresponde ao valor nominal escolhido no painel de controle. As normas estipulam tolerâncias específicas para esses testes: para a precisão do valor de kVp, o desvio máximo permitido é de no máximo $\pm 10\%$, enquanto a repetibilidade do valor de kVp deve apresentar um coeficiente de variação de até 10% (AIEA, 2021).

O teste de camada semirredutora, em conjunto com o teste de kVp e a medida da taxa de kerma no ar, verifica o funcionamento do tubo de raios X, avaliando a energia dos raios X emitidos. Isso é feito utilizando absorvedores de alumínio para reduzir à metade a intensidade dos raios X produzidos em um determinado kV (SEFM-SEPR, 2002). É importante destacar que a avaliação da CSR é uma forma de verificar o rendimento do tubo de raios X. O teste deve ser realizado anualmente, após reparos ou durante a aceitação.

Testagem da qualidade da imagem

A avaliação da qualidade da imagem durante os testes rotineiros de controle da qualidade é realizada com objetos de teste que fornecem uma estimativa subjetiva desses parâmetros. Geralmente, a utilização dos objetos de teste deve seguir as especificações do fabricante. Esses testes devem ser conduzidos durante a aceitação do equipamento e repetidos anualmente ou após reparos.

O controle da qualidade do brilho das imagens visa verificar a capacidade do aparelho em demonstrar escalas de cinza no monitor. A imagem de referência é obtida durante o teste de aceitação, onde se define a quantidade de tons visíveis que o aparelho é capaz de demonstrar e os fatores técnicos (protocolos) utilizados na aquisição da imagem.

O objeto de teste usado deve possuir regiões com diferentes espessuras, causando variação na intensidade da luz na imagem. Essa variação da intensidade de luz difere para cada nível de cinza, variando de 100% de transmissão (branco) a 0% de transmissão (preto) (SEFM-SEPR, (2002)).

O número de tonalidades visualizadas nos testes de constância não deve diferir em mais de duas do número visualizado no teste de aceitação. Os valores de tensão e corrente selecionados são comparados com os valores usados nos testes de aceitação ou estado. A variação da tensão e da corrente deve ser menor que $\pm 5\%$ e $\pm 20\%$, respectivamente (SEFM-SEPR, (2002)). Caso não haja uma imagem de referência para o aparelho, normalmente fornecida pelo fabricante durante o teste de aceitação, a imagem obtida nos testes de estado ou constância deve ser utilizada como referência.

O teste para resolução de baixo contraste tem como objetivo avaliar a capacidade do sistema em demonstrar estruturas com densidades (tons de cinza) próximas. Para realização do teste, é necessário que o objeto usado tenha regiões com diferentes níveis de transmissão. Por exemplo, uma região com 95% de transmissão deve estar contida (sobrepota) em uma outra região com 100% de transmissão. O teste visual consiste em discernir regiões adjacentes no monitor de TV. A imagem exibida no monitor deve corresponder ao padrão fornecido pelo fabricante ou ao obtido no teste de aceitação. Se não houver uma imagem de referência, a imagem obtida no teste de constância poderá ser usada como referência.

Os protocolos usados no teste de constância devem ser comparados com os utilizados nos testes de aceitação ou estado. A variação dos fatores técnicos entre os testes de aceitação e o teste de constância deve ser menor que $\pm 5\%$ para a tensão e $\pm 20\%$ para o mA (AIEA, 2021).

No entanto, a Instrução Normativa N° 91 estabelece critérios mais rigorosos, exigindo que a variação seja menor que 4% para campos maiores que 25 cm e 3% para campos menores ou iguais a 25 cm.

O teste da resolução espacial tem como objetivo verificar o limite de resolução de um aparelho. Esse limite é obtido por meio da visualização de grupos de pares de linhas na imagem e geralmente é mensurado em pares de linha por milímetro (pl/mm) visíveis. Para isso, é necessário conhecer um valor de referência, preferencialmente obtido durante os testes de aceitação (AIEA, 2021). Os valores da resolução espacial geralmente são fornecidos pelo fabricante e podem ser encontrados no manual do aparelho. No entanto, caso não seja possível encontrar esses valores, eles podem ser estimados pela frequência de Nyquist (BUSHBERG, 2012). A Instrução Normativa N° 91 de 2021 estabelece que, para intensificadores de imagem com campo de visão maior que 25 cm, o padrão de barras visualizado deve ser maior ou igual a 1 pl/mm, e para campos menores que 25 cm, deve ser maior ou igual a 1,2 pl/mm.

O teste da distorção da imagem tem como objetivo avaliar a simetria dos colimadores, a distorção do campo de visão (FOV) e a distorção do objeto. O teste deve ser realizado com dois objetos de diâmetro conhecido posicionados no plano de entrada do intensificador de imagem. Para testar a distorção do FOV, devem ser calculados o desvio e a coincidência dos diâmetros para cada FOV disponível no aparelho. A distorção do objeto é calculada pela proporção entre os diâmetros nominais e na imagem. A distância mínima entre o foco do tubo de raios X e a pele do paciente é crucial para limitar a dose de radiação recebida. Geralmente, é limitada a 20 cm para equipamentos radiocirúrgicos e a 30 cm para outros equipamentos (SEFM, 2004).

Para garantir a precisão e a consistência das imagens produzidas, é essencial observar os seguintes critérios: os desvios para cada campo de visão (FOV) devem ser menores ou iguais a 2% da distância entre o foco do tubo de raios X e o receptor de imagem. Além disso, a razão entre o diâmetro do FOV medido no monitor e o diâmetro real do FOV deve estar no intervalo de 0,85 a 1,0, garantindo uma proporção adequada entre os diferentes campos de visão. O valor máximo permitido para a distorção deve ser de até 10%, assegurando que as distorções não afetem significativamente a qualidade ou a interpretação das imagens (IAEA, REPORTS N° 47, 2023).

O teste do ruído tem como objetivo avaliar o nível de ruído referente aos sistemas de imagem, ou seja, se o ruído surge no sistema sem a presença de radiação incidindo no intensificador de imagem. O teste deve ser realizado anualmente e para realizá-lo, o receptor de

imagem deve ser coberto com um material radiopaco. A avaliação do ruído será feita por simples inspeção visual, onde a imagem deve estar clara e livre de artefatos.

Testagem dosimétrica

A constância das configurações do controle automático de intensidade (CAI) com diferentes espessuras e configurações deve ser testada regularmente para garantir que o sistema esteja operando adequadamente (IAEA Reports N^o 47, 2023). O teste tem como objetivo verificar se a taxa de dose na superfície de entrada do detector de imagem, operando sob o CAI, se mantém constante para diferentes espessuras de pacientes e se estão dentro dos limites operacionais especificados. Para uma FOV de 25 cm, a taxa de dose induzida pelo CAI não deve exceder 0,8 $\mu\text{Gy/s}$. Os testes realizados com FOV diferente de 25 cm, devem ter o valor da tolerância corrigido pela relação 1.12 (AIEA, 2021).

$$Tolerância = 0,8 \cdot \left(\frac{25}{\phi}\right)^2 \left[\frac{\mu\text{Gy}}{\text{s}}\right] \quad (1.12)$$

Onde:

ϕ é a FOV usada no teste em centímetros.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho teve início com a coleta de dados em dois aparelhos tipo arco cirúrgico em uso no centro cirúrgico num hospital universitário localizado no estado do Rio de Janeiro. Os aparelhos testados foram o arco C móvel Philips BV Endura, rel.2, MODEL/REF: 718074, número de série 2418 e o intensificador de imagem GE OEC Fluorostar Compact, número de série 12726.

O arco C móvel Philips BV Endura possui intensificador da imagem HRC de 9" de modo triplo; FOVs nominais de 23, 17 e 13 cm; Distância foco receptor de imagem de 100 cm; ânodo fixo; Fluoroscopia contínua (intervalo de 40 kVp – 110 kVp, Intervalo de mA no modo fluoroscopia de baixa dose de 0,10 mA - 3,00 mA; Intervalo de mA no modo fluoroscopia de alta definição de 0,24 mA - 7,20 mA); Fluoroscopia de meia dose (Intervalo de 40 kVp - 110 kVp; Intervalo de 0,10 mA - 3,00 mA; Larguras do pulso de 40 ms; Frequência do pulso 12,5 pulso/segundo); Fluoroscopia de um quarto de dose (Intervalo de 40 kVp - 110 kVp, Intervalo de 0,10 mA - 3,00 mA, Largura do pulso de 40 ms; Frequência do pulso 6,25 pulso/segundo) (PHILIPS ELECTRONICS, 2012).

O GE OEC Fluorostar Compact possui gerador de alta frequência de 20 kHz; Monobloco de 2,2 kW; até 110 kVp; 8 mA no modo fluoroscópico; modo pulsado de alto desempenho de até 8 mA; 25 quadros por segundo no modo Cine; largura do pulso de 50 ms; ânodo fixo estacionário; Filtragem total do conjunto do tubo maior que 3,9 mm Al; Modo fluoro padrão (Faixa de 36 kVp -110 kVp; Faixa de 0,2 mA – 3 mA; Modos fluoroscópico automático e manual); Modo fluoroscopia de baixa dose (Faixa de 36 kVp -110 kVp; Faixa de 0,2 mA – 3 mA; Modos fluoroscópico automático e manual); Modo fluoroscópico pulsado (Faixa de 36 kVp -110 kVp; Faixa de 0,2 mA – 5,4 mA; Taxa de pulso: 1, 2, 4, 8 pulso/segundo; Modos fluoroscópico automático e manual); Modo fluoroscopia pulsada de baixa dose (Faixa de 36 kVp -110 kVp, Faixa de 0,2 mA – 3 mA, Taxa de pulso: 1, 2, 4, 8 pulso/segundo, Modos fluoroscópico automático e manual (GENERAL ELECTRIC, 2012).

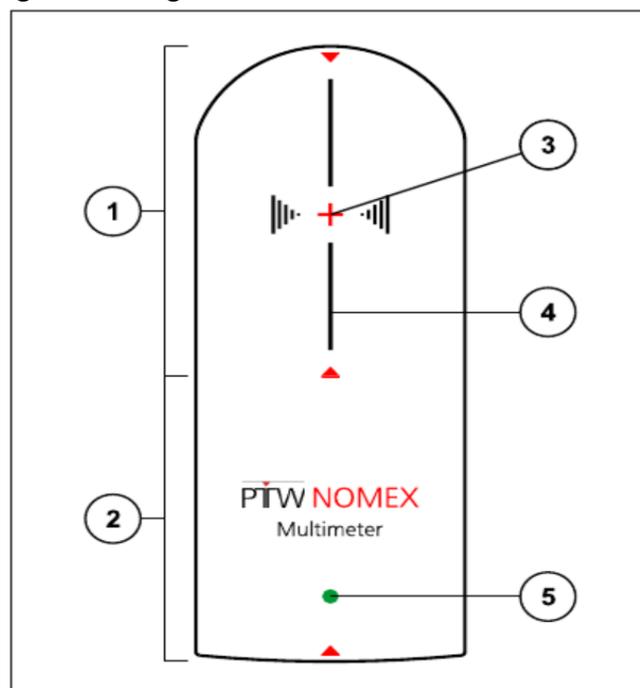
2.1 Metodologia dos testes do funcionamento do tubo

Para realizar os testes relacionados ao funcionamento do tubo e a dosimetria no ponto de referência foi usado o multímetro dosimétrico Nomex multimeter PTW - REF T11049,

número de série 101444 (certificado de calibração anexo A). O multímetro NOMEX é um sistema de dosimetria de diagnóstico, em conformidade com a norma (IEC 61674), para dosimetria de referência e medições de controle da qualidade em radiologia de diagnóstico (NOMEX T11049, 2012). Ele é capaz de conduzir testes de aceitação e verificações de constância em várias aplicações radiológicas, incluindo radiografia, fluoroscopia, raios X odontológicos, mamografia e tomografia computadorizada (TC).

O conjunto do multímetro NOMEX inclui o multímetro NOMEX, um dosímetro miniaturizado que consiste em um sistema eletrônico, detectores com semicondutores e o software. Numa única exposição, o multímetro NOMEX mede a dose, a taxa de dose, a dose por pulso, os pulsos, a frequência de pulso, o tempo de exposição, a tensão do tubo, a filtragem total e a camada semirredutora, bem como as formas de onda de kV e de taxa de dose.

Figura 9- Imagem ilustrativa do multímetro Nomex



Legenda: (1) Área do detector; (2) Área de Eletrônica; (3) Marca para alinhamento com o raio central; (4) Marca para alinhamento em tomografia computadorizada e odontológica aplicações panorâmicas; (5) LED de status.

Fonte: Manual de uso PTW

O tubo de raios X foi nivelado verticalmente. As distâncias de medição, em seguida, foram cuidadosamente registradas. O multímetro NOMEX foi posicionado sobre o receptor de imagem com o colimador aberto para cobrir todo o volume sensível do multímetro. Em seguida, foi selecionado o modo de operação manual, FOV de 23 cm e janela de abdome (aproximadamente 6 mA), onde foram definidos quatro valores de kVp (60, 80, 90, 110 kVp)

usados na rotina clínica. Foram realizadas exposições de 10 s para cada kVp escolhido e os valores foram registrados. Mantendo 80 kVp e 6 mA (janela de abdome), foram feitas mais 4 exposições e os valores de kVp, tempo, mA e dose foram registrados.

O rendimento (Y) foi calculado dividindo a média das leituras de kerma no ar pelo produto da corrente pelo tempo (mA.s). Para medições realizadas com distância foco-câmera diferente de 1 m, as correções foram feitas usando a lei do inverso do quadrado da distância (IAEA REPORTS N^o 47, 2023).

$$Y = \frac{M_{cor}}{mA.s} \left(\frac{D_{fin}}{d_{ref}} \right)^2 \quad (2.1)$$

Onde:

Y é o rendimento a 80 kVp e a 100 cm do foco (mGy/mA.s);

M_{cor} é o valor médio da leitura do instrumento convertida para (μGy);

D_{fin} é a distância do ponto focal ao instrumento de medição em metro (m) e

d_{ref} é a distância de referência em metro (neste caso, d_{ref} = 1,0 m).

Para a repetibilidade do rendimento, o coeficiente de variação (CV) foi calculado pela relação 2.2.

$$CV (\%) = 100 \frac{DP}{\bar{Y}} \quad (2.2)$$

Onde:

CV é o coeficiente de variação;

DP é o desvio padrão do rendimento;

\bar{Y} é o valor médio do rendimento.

A linearidade do rendimento foi calculada pela equação 2.3.

$$\text{Linearidade} = \frac{Y_1 - Y_2}{Y_1 + Y_2} \quad (2.3)$$

Onde:

Y₂ e Y₃ são dois valores consecutivos do rendimento.

Os valores da camada semirredutora foram automaticamente calculados pelo multímetro NOMEX durante cinco exposições de 10 segundos cada, utilizando uma configuração de 80 kVp e 6 mA.

A exatidão e repetibilidade do kVp foram avaliadas concomitantemente com as medições de rendimento do tubo. Para determinar a exatidão do kVp, calculou-se o desvio

máximo (DM) entre os valores de tensão selecionados (kV_{sel}) e os valores medidos (kV_{med}) utilizando a relação:

$$DM(\%) = 100 \cdot \frac{kV_{sel} - kV_{med}}{kV_{sel}} \quad (2.4)$$

Onde:

kV_{sel} é o valor de tensão selecionada para o teste;

$kV_{p_{med}}$ é o valor mais discrepante da tensão medida.

A repetibilidade do kVp foi obtida pela relação 2.5:

$$CV(\%) = 100 \cdot \frac{DP}{\overline{kVp}} \quad (2.5)$$

Onde:

CV é o coeficiente de variação da tensão;

DP é o desvio padrão das medidas de kVp;

(\overline{kVp}) é o valor médio de kVp.

2.2 Metodologia dos testes da qualidade de imagem

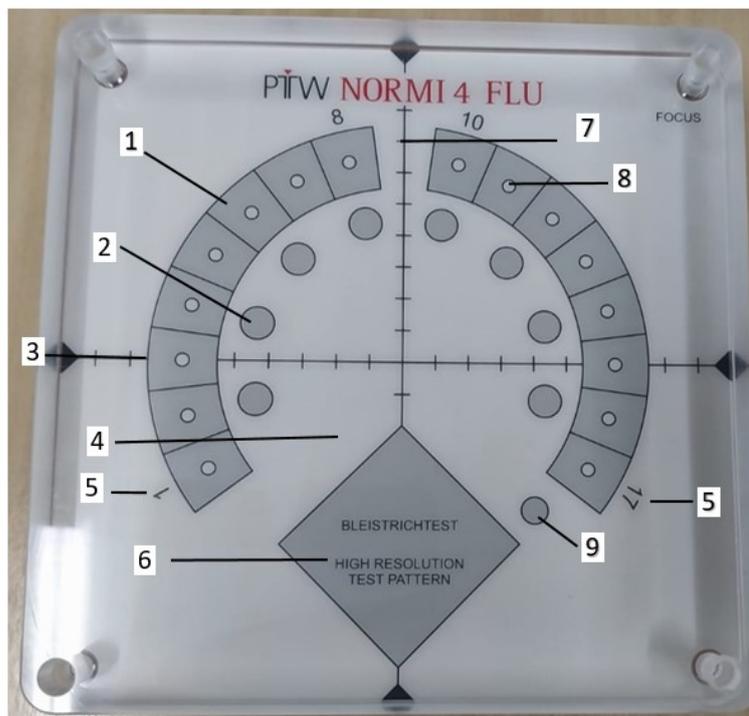
Na metodologia dos testes da qualidade de imagem, o objeto de teste utilizado foi o NORMI 4 FLU PTW- REF T42027, número de série 00061. O NORMI 4 FLU é composto por uma placa estrutural contendo absorvedores de PMMA, cobre e alumínio. Sua estrutura interna possibilita a verificação do contraste, brilho e resolução por meio de uma única imagem (PTW FREIBURG, 2008).

Para realizar o teste de brilho, foi utilizado o objeto de teste NORMI 4 FLU, que possui 17 degraus de cobre com espessuras variando de 0,00 a 3,48 mm. Esses degraus foram embutidos em uma cavidade na placa de PMMA, com profundidade de 13 mm para os degraus de 1 a 8, e profundidade de 5 mm para os degraus de 9 a 17 (PTW FREIBURG, 2008). A variação nas espessuras dos degraus altera a intensidade da luz na imagem, resultando em diferentes níveis de cinza. O valor de referência para o brilho, determinado pelo fabricante, estabelece que os degraus de 4 a 12 devem estar claramente visíveis na imagem (Figura 10).

O objeto foi posicionado o mais próximo possível do intensificador de imagem (II), com absorvedores de 3 mm de PMMA e 1 mm de Cu acoplados e igualmente próximos ao receptor de imagem (Figura 11- C). Posteriormente, as exposições foram realizadas utilizando a seleção

tanto automática quanto manual de kV, abrangendo as configurações para procedimentos abdominais e ortopédicos, e empregando todas as FOVs disponíveis no aparelho.

Figura 10 - Objeto de teste NORMI 4 FLU

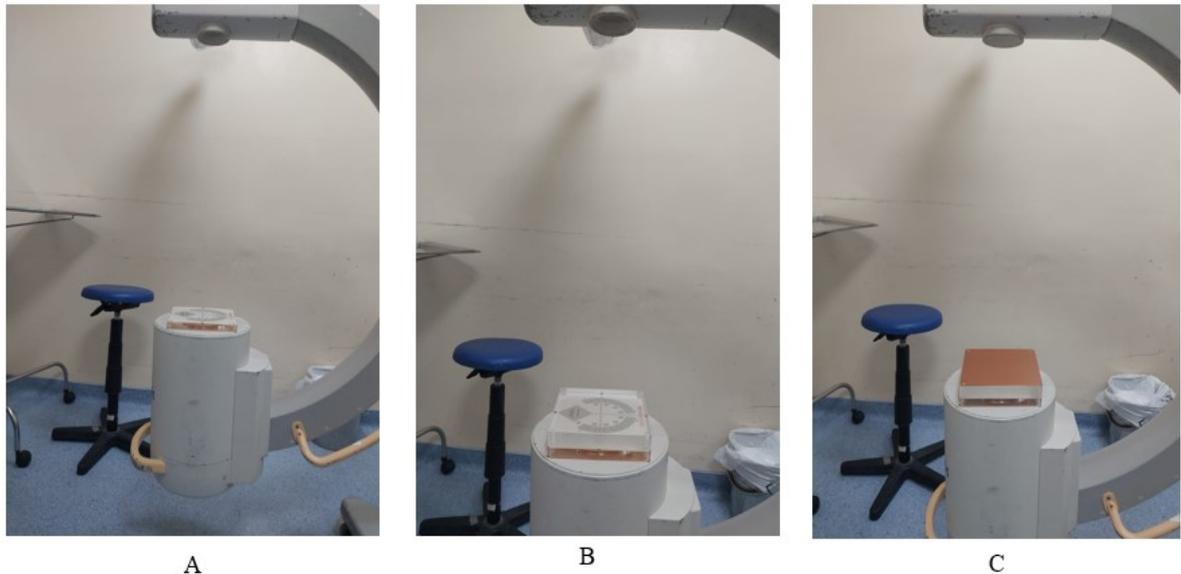


Legenda: (1) Degraus de cobre, números que indentificam as escalas de contraste que devem ser visualizadas na imagem; (2) Elementos de teste do contraste, diâmetro de 10 mm (8x); (3) Alinhamento do raio central; (4). Área livre; (5) Degraus de cobre, números que indentificam as escalas de contraste que devem ser visualizadas na imagem; (6) Região de teste da resolução; (7) Linhas de centralização com marcações em cm; (8) Detalhe dos elementos de teste de contraste, diâmetro de 4 mm (16x); (9) Área de teste do kV.

Fonte: Adaptado do manual de uso PTW.

O teste de resolução de contraste foi realizado para verificar a capacidade do sistema de imagem em diferenciar estruturas de baixo contraste. O objeto de teste utilizado inclui uma placa estrutural dividida em duas regiões destinadas ao teste de contraste. A primeira região contém oito objetos circulares, cada um com 10 mm de diâmetro e profundidades variando de 0,4 mm a 4,0 mm. A segunda região é composta por dezesseis elementos circulares, cada um com 4 mm de diâmetro e 2,5 mm de profundidade, inscritos em cunhas de cobre. O valor de referência para a resolução de contraste, estabelecido pelo fabricante, exige que pelo menos os círculos nas cunhas 4 a 12 sejam claramente visíveis no teste inicial. A metodologia de aquisição de imagens adotada para este teste foi a mesma utilizada no teste de brilho.

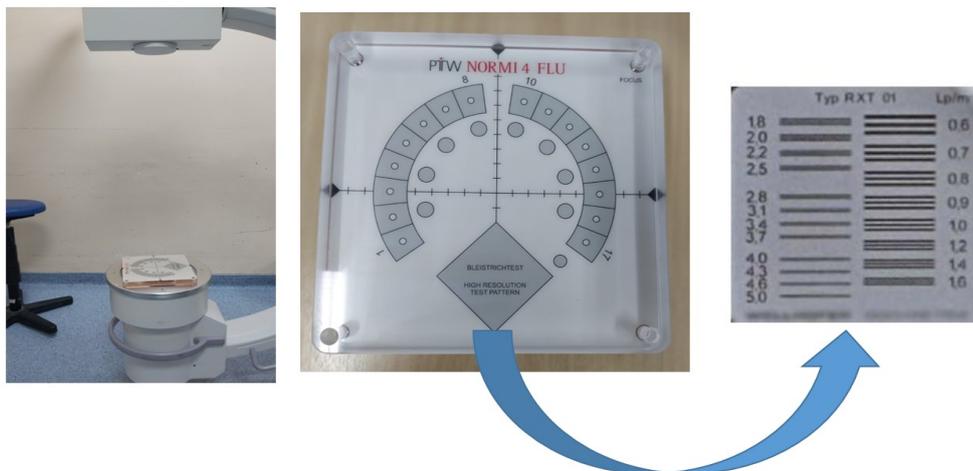
Figura 11 - Esquematisação dos testes da qualidade de imagem



Fonte: O autor, 2024.

O teste de resolução espacial foi realizado com o objetivo de verificar o limite de resolução nas imagens produzidas pelo sistema fluoroscópico, comparando-o ao valor de referência fornecido pelo fabricante e aos padrões mínimos estabelecidos pela norma (IAEA REPORTS N^o 47, 2023). Durante o teste, o objeto de teste foi centralizado no intensificador de imagem e uma imagem foi capturada no modo fluoroscopia utilizando o controle automático de exposição. A qualidade da imagem foi avaliada com base na visibilidade dos padrões de linhas (Figura 12). Esse procedimento foi repetido para todas as FOVs disponíveis no aparelho.

Figura 12 – Ilustração da visualização do padrão de linhas para resolução espacial



Fonte: O autor, 2024.

No teste de ruído, um avental de chumbo foi utilizado para cobrir completamente o receptor de imagem. Esse teste geralmente envolve a avaliação de uma imagem de teste

homogênea e tem como objetivo principal verificar se a imagem está livre de artefatos indesejados.

No teste de verificação da distorção, o objeto de teste foi centralizado no intensificador de imagem (II), e o colimador foi gradualmente aberto durante uma exposição no modo de fluoroscopia, a fim de observar a simetria do seu deslocamento no monitor. Posteriormente, selecionando a maior FOV disponível, dois objetos radiopacos de diâmetro conhecido (F_1 e F_2) foram posicionados sobre o objeto de teste (Figura 13). Uma exposição em modo de fluoroscopia foi então realizada para assegurar uma densidade óptica adequada, e os diâmetros do campo de visão medidos no monitor (F_1' e F_2') foram avaliados.

Figura 13 - Esquematização do teste da distorção



Fonte: O autor, 2024.

O desvio dos diâmetros para cada tamanho de campo selecionado foi calculado para avaliar a correspondência entre o tamanho do campo de visão e o valor nominal, além da restrição do campo à área útil do receptor de imagem. Isso foi realizado utilizando a relação:

$$\Delta (\%) = 100 \left(\frac{F' - F}{F} \right) \quad (2.6)$$

Onde:

$\Delta (\%)$ é o desvio percentual do diâmetro do tamanho do campo;

F' é o diâmetro da FOV medido no monitor, em centímetros; e,

F é o diâmetro da FOV nominal, em centímetros.

A coincidência do campo de radiação (C_{ir}) com o II foi calculada pela razão entre a FOV nominal e a FOV medida no monitor, conforme a relação:

$$C_{ir} = \frac{F'}{F} \quad (2.7)$$

O desvio máximo D(%) pode ser obtido pela equação 2.8.

$$D(\%) = 100 * \left(\frac{n}{n'} - 1 \right) \quad (2.8)$$

Onde:

n é a razão entre os diâmetros dos objetos nominais (F_1 / F_2);

n' é a razão entre os diâmetros dos objetos na imagem (F_1' / F_2').

2.3 Metodologia das testagens dosimétricas

Para aferir a dose e a taxa de dose na entrada do intensificador de imagem, foi utilizado o objeto de teste NORMI 4 FLU com diferentes absorvedores e o multímetro NOMEX. O multímetro foi posicionado na entrada do intensificador de imagem, onde foram registradas as leituras, bem como os valores de tensão e corrente, para diferentes espessuras. As medições foram repetidas para cada tamanho de campo do intensificador de imagem.

A simulação das diferentes espessuras foi feita com duas placas de cobre de 1 mm cada e uma placa de PMMA de 3 cm de espessura, conforme ilustrado na Figura 11. As placas foram posicionadas de modo a cobrir toda a área do receptor de imagem, e foram medidas a distância do foco ao detector e a distância do foco até a superfície de entrada do receptor de imagem. O diafragma foi então ajustado para cobrir toda a superfície do receptor, utilizando a maior FOV disponível no aparelho.

Um objeto de teste, composto por uma folha de 1 mm de Cu, foi colocado na entrada do intensificador de imagem (Figura 11.A), e foram realizadas cinco exposições de cinco segundos cada. Posteriormente, foram adicionados 3 mm de PMMA ao objeto de teste, e outras cinco exposições foram executadas (Figura 11.B). Por último, uma segunda folha de 1 mm de Cu foi adicionada ao objeto de teste, e mais cinco exposições foram realizadas (Figura 11.C). Após as exposições, as imagens foram salvas, e os valores de dose e taxa de dose na entrada do receptor de imagem foram registrados. Durante as exposições, o brilho no monitor foi constantemente monitorado para garantir sua uniformidade. Assim, esse teste pode ser realizado concomitantemente com os testes de imagem.

A taxa de dose no ponto de referência foi corrigida com os valores da taxa de dose medida na entrada do intensificador de imagem, utilizando a seguinte relação:

$$\dot{D}_{esc} = D \left(\frac{DFP}{DFR} \right)^2 \quad (2.9)$$

Onde:

\dot{D}_{esc} é a taxa de dose corrigida para o ponto de referência;

D é a taxa de dose medida na entrada do intensificador de imagem, expressa em $\mu\text{Gy/s}$;

DFP é a distância do foco ao ponto de referência, em centímetros;

DFR é a distância do foco ao receptor de imagem, em centímetros.

3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os testes realizados visaram avaliar o funcionamento dos aparelhos de raios X, a qualidade das imagens produzidas e a dosimetria envolvida nos procedimentos fluoroscópicos. Os resultados são fundamentais para compreender a eficácia dos equipamentos, identificar possíveis problemas e propor melhorias para garantir a segurança e a precisão dos procedimentos radiológicos realizados no hospital universitário.

Os dados da linearidade e do coeficiente de variação, obtidos nos testes de rendimento do Equipamento 1 (Arco Cirúrgico Philips BV Endura) e do Equipamento 2 (GE OEC Fluorostar), estão detalhados na Tabela 1.

Tabela 1- Resultados das medições realizadas nos aparelhos

Arco Cirúrgico Philips (protocolo 6 mA e 10s)						
	CSR [mm A1]	kV _{med}	T(s) _{med}	Kerma [Gy]	Taxa de Kerma [Gy/s]	Rendimento Gy/mAs
1ª exposição	5,03	80,50	10,26	1,84E-03	1,80E-04	3,15E-03
2ª exposição	5,03	80,60	9,82	1,76E-03	1,80E-04	2,89E-03
3ª exposição	5,04	80,60	10,02	1,79E-03	1,79E-04	2,99E-03
4ª exposição	5,03	80,50	9,70	1,74E-03	1,80E-04	2,82E-03
5ª exposição	5,03	80,50	10,26	1,84E-03	1,79E-04	3,14E-03
Média	5,03	80,54	10,01	1,80E-03	1,79E-04	3,00E-03
Desvio Padrão		0,05		3,99E-05	2,40E-07	1,34E-04
CV(%)		0,06				4,48
Linearidade						0,02
Intensificador de Imagem GE (Protololo 3,00 mA; 10 s)						
	CSR [mm A1]	kV _{med}	T(s) _{med}	Kerma [Gy]	Taxa de Kerma [Gy/s]	Rendimento Gy/mAs
1ª exposição	3,53	80,30	9,93	1,25E-03	1,26E-04	4,13E-03
2ª exposição	3,53	80,30	10,36	1,30E-03	1,26E-04	4,49E-03
3ª exposição	3,53	80,30	10,70	1,34E-03	1,26E-04	4,79E-03
4ª exposição	3,57	80,10	10,40	1,31E-03	1,26E-04	4,52E-03
5ª exposição	3,58	80,10	9,78	1,23E-03	1,26E-04	4,00E-03
Média	3,55	80,22	10,23	1,28E-03	1,26E-04	4,39E-03
Desvio Padrão		0,10		4,19E-05	4,00E-08	2,86E-04
CV(%)		0,12				6,52
Linearidade						0,04

Fonte: O autor, 2024.

O rendimento medido em mGy/mAs é um indicador fundamental da eficiência dos tubos de raios X em converter a corrente elétrica em radiação útil. Os limites estabelecidos são de 25 μ Gy/mAs para aparelhos monofásicos e 50 μ Gy/mAs para aparelhos trifásicos ou pulsados em configurações específicas de 80 kVp a um metro do tubo. Neste teste, as medições revelaram um rendimento de 3,00 mGy/mAs e para o Aparelho 1 e 4,39 mGy/mAs Aparelho 2, significativamente abaixo dos limites estabelecidos. A variação nos valores de rendimento

sugere uma revisão das configurações de operação e possivelmente uma verificação da calibração dos equipamentos para garantir que a eficiência esteja alinhada com os padrões estipulados pelo fabricante do equipamento.

Os coeficientes de variação (CV) obtidos para a repetibilidade do rendimento foram de 4,48% para o Aparelho 1 e 6,52% para o Aparelho 2. Estes valores estão bem abaixo do limite de 10% estipulado, indicando uma boa precisão nas medições do rendimento. A repetibilidade é essencial para assegurar que os resultados sejam consistentes ao longo do tempo e que os diagnósticos médicos baseados nas imagens geradas sejam confiáveis. A consistência nos resultados de cada aparelho sugere que eles são capazes de manter um desempenho estável sob as mesmas condições operacionais, um indicativo de confiabilidade na prática clínica.

A linearidade, com valores de 2% para o Aparelho 1 e 4% para o Aparelho 2, também ficou abaixo do limite de 10%. Isso implica que o aumento ou a diminuição na entrada de energia (mA.s) está sendo proporcionalmente refletido na saída de radiação, conforme esperado. A linearidade assegura que ajustes feitos nas configurações do aparelho resultem em mudanças previsíveis e controladas na dose de radiação emitida, o que é um fator crítico para a proteção do paciente e a otimização da qualidade da imagem.

A análise dos resultados da camada semirredutora, apresentados na Tabela 1, indica que os valores estão acima do mínimo estabelecido pelo Anexo II da IN N° 91 de 2021. Essa normativa define os valores mínimos de camada semirredutora em 2,3 mm Al para equipamentos monofásicos, 2,6 mm Al para equipamentos trifásicos e 2,9 mm Al para equipamentos de alta frequência, todos aplicáveis para uma tensão de 80 kV, que foi utilizada nos testes. Nas medições, o equipamento Philips registrou 5,03 mm Al e o equipamento GE, 3,55 mm Al. A adequação da filtração total é crucial para minimizar a radiação emitida. Discrepâncias nos valores podem indicar a necessidade de calibração do gerador ou, em casos de inconsistências, problemas elétricos que exigem intervenção técnica para garantir a operação segura do equipamento.

Os resultados dos testes de exatidão e repetibilidade do kV nos aparelhos Arco Cirúrgico Philips e Intensificador de Imagem GE OEC foram notavelmente baixos, conforme detalhado na Tabela 1. Os coeficientes de variação (CV) para o kV foram de 0,06% para o Philips e 0,12% para o GE, ambos bem abaixo do limite máximo de 10% estabelecido pela Instrução Normativa N° 91. Esse baixo coeficiente de variação indica uma alta precisão dos equipamentos em manter a tensão selecionada de forma consistente ao longo de várias profundidades, o que é crucial para a estabilidade das operações e a repetibilidade dos resultados.

Na Tabela 2, estão detalhados os desvios máximos de cada tensão selecionada (kV_{ind}) e os valores mais discrepantes medidos.

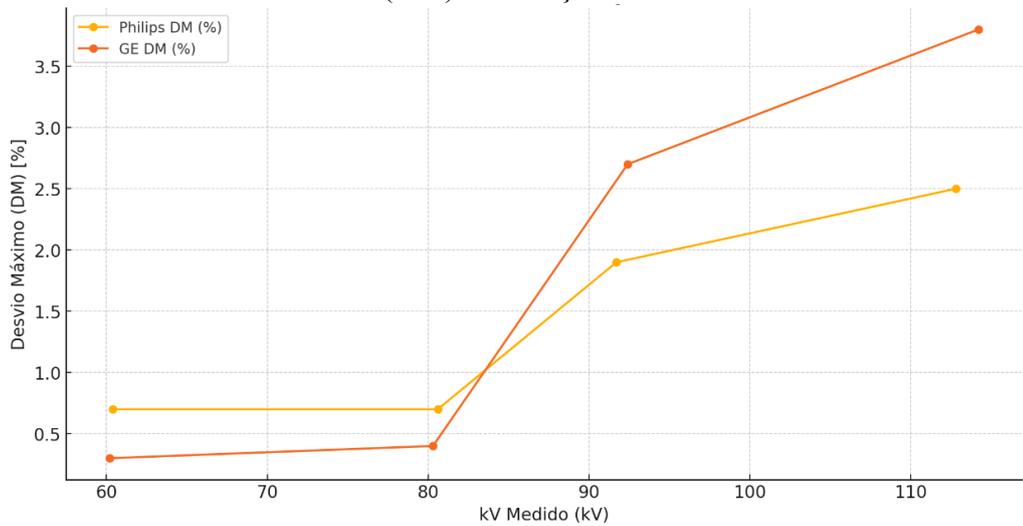
Tabela 2 – Média dos desvios máximos dos aparelhos.

	Arco Cirúrgico Philips			Intensificador de Imagem GE		
	kV_{ind}	kV_{med}	DM (%)	kV_{ind}	kV_{med}	DM (%)
1ª exposição	60,0	60,4	0,7	60,0	60,2	0,3
2ª exposição	80,0	80,6	0,7	80,0	80,3	0,4
3ª exposição	90,0	91,7	1,9	90,0	92,4	2,7
4ª exposição	110,0	112,8	2,5	110,0	114,2	3,8

Fonte: O autor, 2024.

No que diz respeito ao desvio máximo (DM), os aparelhos mostraram uma tendência semelhante. Para a Philips, os desvios máximos variaram entre 0,7% e 2,5%, enquanto para a GE, os desvios variaram entre 0,3% e 3,8%. Observa-se que ambos os aparelhos mantiveram desvios dentro dos limites de tolerância, menor ou igual a 10%, o que confirma a capacidade dos equipamentos de operar dentro dos parâmetros regulamentares.

Gráfico 1 - Desvio Máximo (DM) em relação ao kV medido



Fonte: O autor, 2024.

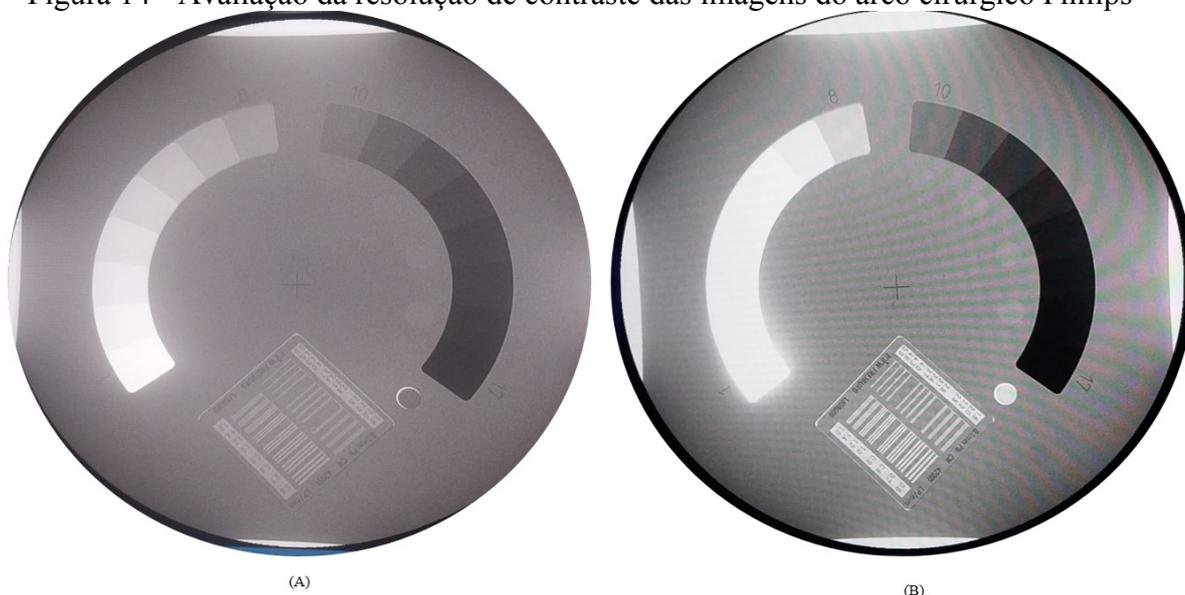
No Gráfico 1, que ilustra a relação entre o desvio máximo (DM) e o kV medido (kV_{med}) para os aparelhos Philips e GE, observe que os valores de desvio projetados relativamente baixos até a terceira exposição, com um aumento significativo na quarta exposição (110 kV). Este comportamento é esperado, já que à medida que a tensão aplicada aumenta, pequenas variações podem se traduzir em desvios percentuais mais elevados. Ao comparar os dois aparelhos, observa-se que o GE registrou um desvio máximo maior na última exposição em comparação com o Philips. Isso pode indicar que o GE ajusta sua tensão de forma mais abrupta

para manter a qualidade da imagem em níveis mais altos de kV, o que pode resultar em desvios maiores.

Os desvios observados permanecem dentro dos limites de tolerância estabelecidos, e as variações identificadas são consequência natural do incremento na tensão aplicada. Esta consistência sugere que ambos os aparelhos mantêm uma precisão de kV durante as operações, o que é essencial para garantir tanto a qualidade das imagens quanto à segurança dos pacientes. Além disso, a manutenção de desvios dentro dos limites aceitáveis nas faixas de tensão inferiores a 80 kV reflete a confiabilidade operacional dos equipamentos.

Na Figura 14, são apresentadas duas imagens geradas pelo arco cirúrgico Philips. A avaliação do brilho dessas imagens foi realizada por meio de uma inspeção visual das escalas de cinza exibidas no monitor. A imagem (A) figura 14, foi obtida com a seleção automática de kV no modo ortopédico com campo de visão (FOV) de 23 cm. Nessa imagem, é possível observar claramente as cunhas numeradas de 1 a 17, proporcionando uma representação completa de todas as tonalidades de cinza disponíveis. Já a imagem (B) figura 14, foi adquirida com a seleção automática de kV no modo abdominal, também com uma FOV de 23 cm. Na imagem B, é possível visualizar apenas as cunhas numeradas de 7 a 14.

Figura 14 - Avaliação da resolução de contraste das imagens do arco cirúrgico Philips



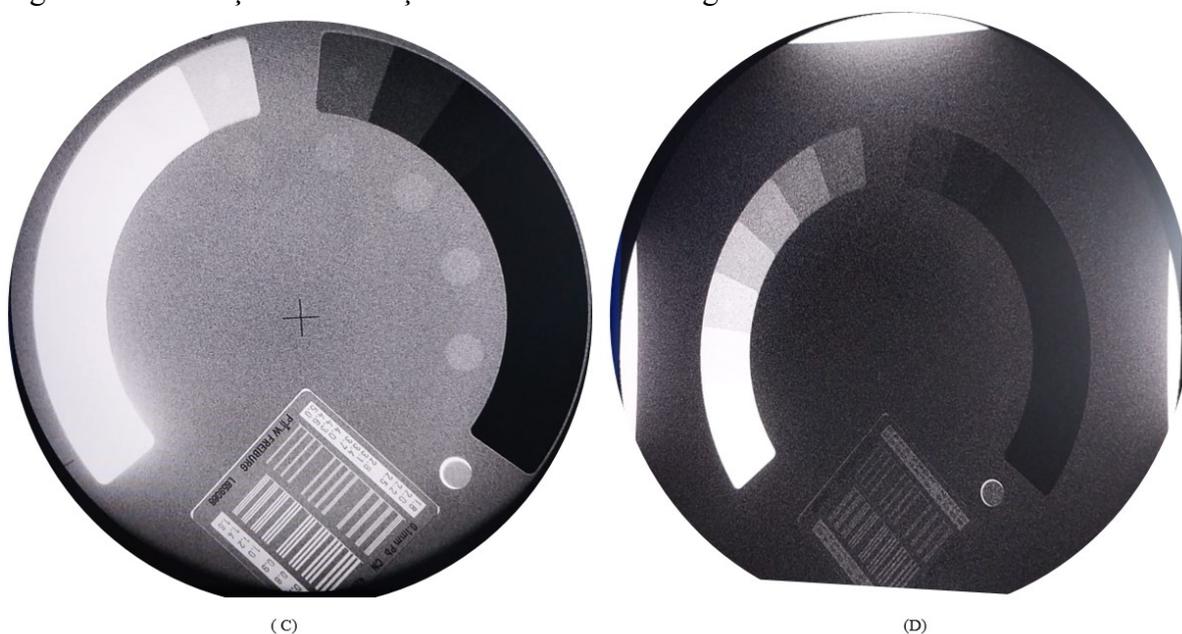
Legenda: (A) protocolo 71 kV e 6.59 mA; (B) protocolo 62 kV e 3.59 mA.

Fonte: O autor, 2024.

Ao comparar as duas imagens, nota-se que a Imagem A apresenta um brilho superior em relação à Imagem B. Esse aumento de brilho pode ser atribuído às configurações diferentes de mA utilizadas para adquirir cada imagem.

A avaliação da resolução de contraste foi realizada pela visualização dos círculos inscritos nas cunhas de cobre, enquanto a sensibilidade da resolução de baixo contraste foi determinada pela capacidade de visualizar círculos de 10 mm de diâmetro nas imagens. Na imagem A, foi possível identificar os círculos nas cunhas de cobre de número 3 a 15, indicando uma escala de contraste maior quando comparada à imagem B, onde apenas os círculos de 7 a 13 foram observados. Além disso, todas as 17 cunhas foram visíveis na imagem A, destacando uma melhor resolução de contraste, especialmente na região de contraste positivo, em relação à imagem B.

Figura 15 – Variação da resolução de contraste da imagem



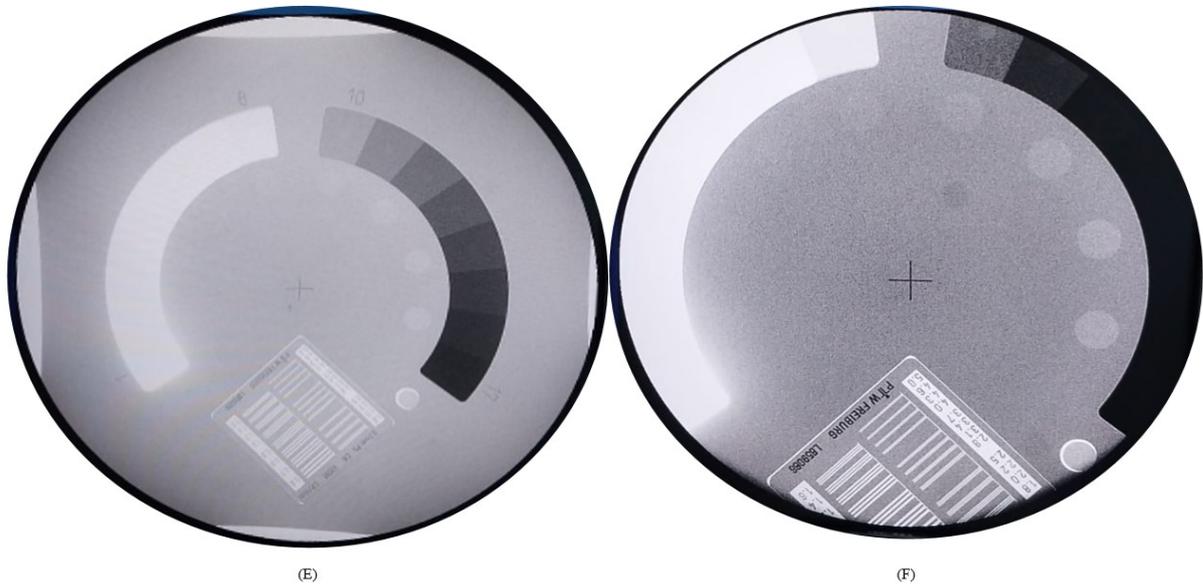
Legenda: (C) Protocolo abdome, 63 kV e 1,64 mA; (D) Protocolo ortopédico, 56 kV e 0,2 mA.
Fonte: O autor, 2024.

A imagem C foi capturada utilizando seleção manual de kV no modo de fluoroscopia, com exposição contínua e redução de 1/4 de dose. Nesta imagem, nota-se uma diminuição na escala de contraste, especialmente nas cunhas de maior densidade. Em contrapartida, a imagem D, obtida no modo ortopédico, mostra claramente as cunhas numeradas de 4 a 8, indicando uma resolução de contraste superior na região de contraste positivo.

As imagens E e F, apresentadas na Figura 16, foram geradas com FOVs de 17 cm e 14 cm, respectivamente. Nestas imagens, é evidente o efeito do FOV na ampliação e no brilho da imagem. Além da ampliação das cunhas, é possível notar uma redução no brilho das cunhas numeradas de 10 a 17. Esse resultado era esperado, uma vez que a redução da FOV provoca

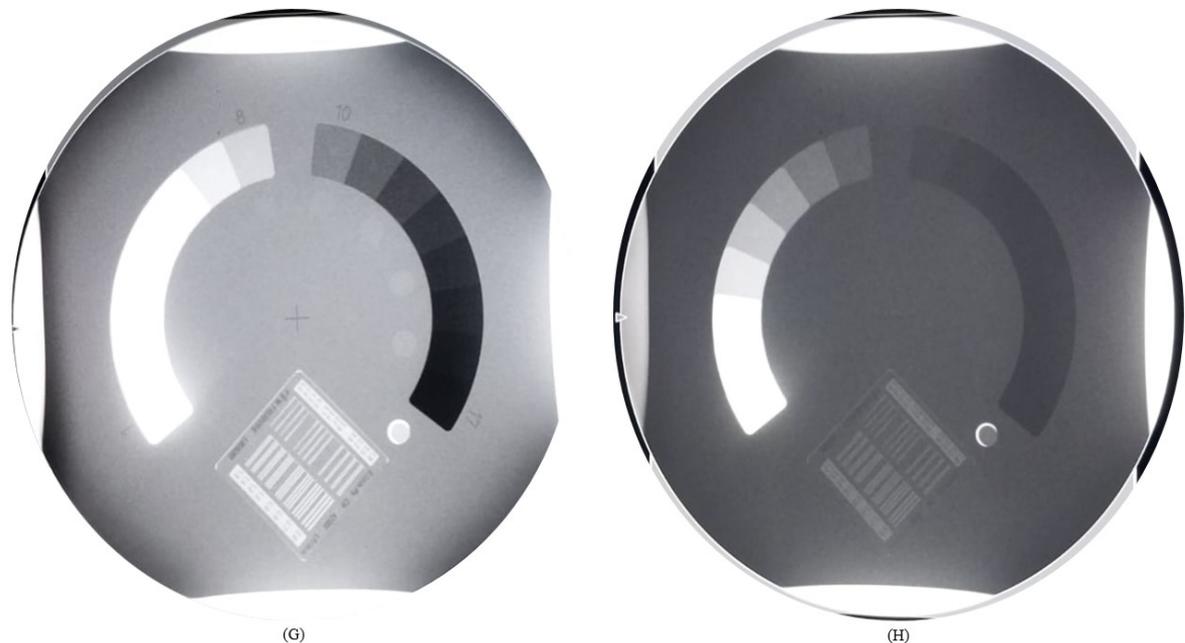
uma ampliação da imagem e, conseqüentemente, uma redução no brilho das regiões menos densas.

Figura 16 – Impacto da FOV no brilho da imagem



Fonte: O autor, 2024.

Figura 17 - Resolução do contraste das imagens do intensificador de imagem GE



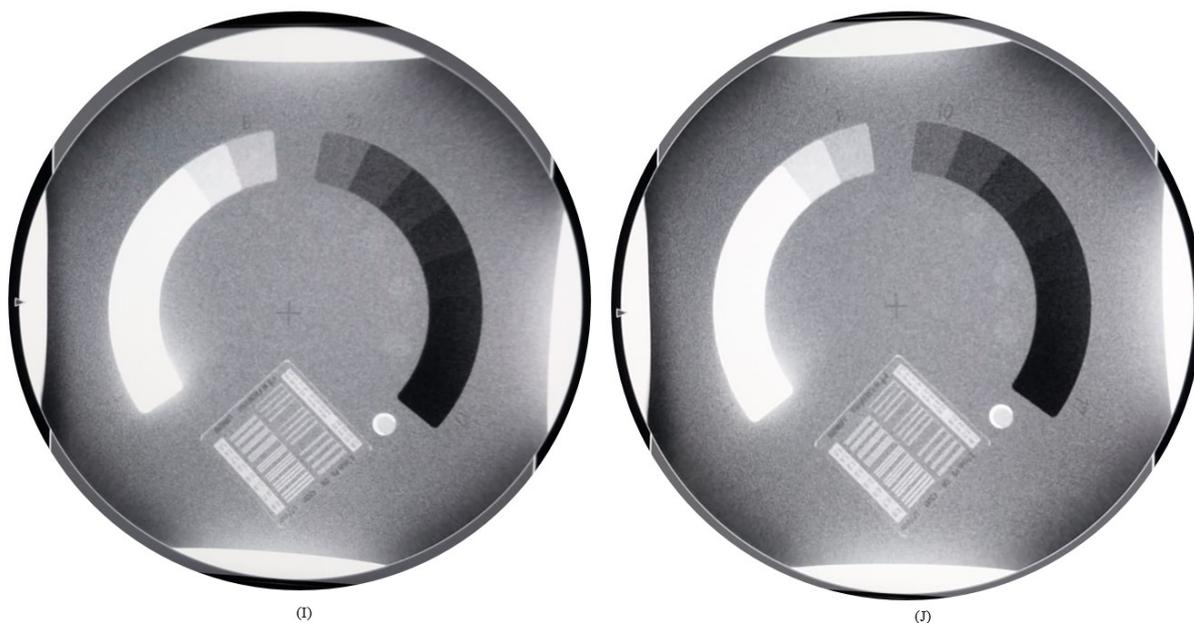
Legenda: (G) protocolo pélvico (64 kV e 3,50 mA); (H) protocolo de mão (52 kV e 1,22 mA).

Fonte: O autor, 2024.

As imagens G e H, apresentadas na Figura 17, foram ambas capturadas com um FOV de 23 cm. A imagem G evidencia uma escala de contraste maior para as cunhas de baixa densidade, enquanto a imagem H mostra as cunhas de alta densidade com maior escala de contraste, em comparação à imagem G. Na imagem G, também é possível observar, próximas

às cunhas numeradas de 10 a 17, os círculos de 4 mm localizados nas cunhas de 7 a 13, indicando uma boa resolução de contraste para a escala de contraste negativo. Na imagem H, os círculos nas cunhas de 3 a 8 são claramente visíveis, demonstrando uma melhor resolução de contraste na escala de contraste positivo.

Figura 18 – Imagens com fluoroscopia pulsada



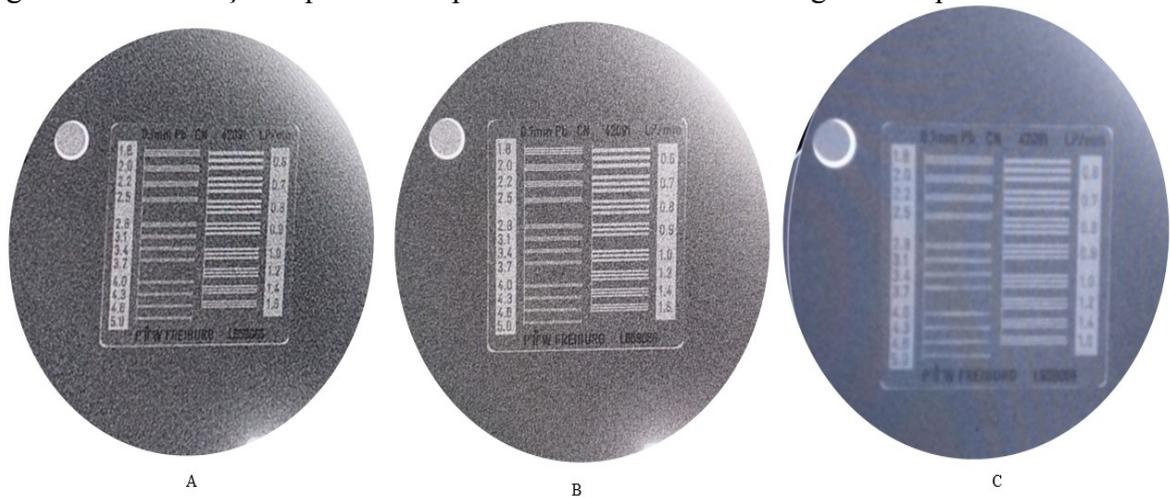
Legenda: (I) fluoroscopia Pulsada – 8 PPS; (J) fluoroscopia Pulsada – 4 PPS; (K)
Fonte: O autor, 2024.

As imagens I e J foram adquiridas usando fluoroscopia pulsada a 8 PPS e 4 PPS, respectivamente. Conforme esperado, não foram observadas diferenças significativas de brilho entre as duas, uma vez que o uso dessas técnicas visa principalmente minimizar a dose de radiação, e não necessariamente aprimorar a qualidade da imagem. Em ambas as imagens, é possível identificar as regiões circulares de baixo contraste próximas às cunhas numeradas de 10 a 17, bem como os círculos de 4 mm nas cunhas de 7 a 14, indicando uma resolução satisfatória de baixo contraste.

Os valores de tensão, corrente e as cunhas visíveis em cada teste, deveriam ser comparados com os valores e imagens obtidos nos testes de aceitação. No entanto, não foi possível localizar esses resultados com os responsáveis do serviço. Diante disso, as imagens obtidas nesses testes serão utilizadas futuramente como referência.

As imagens observadas na Figura 19, foram ampliadas para facilitar a visualização das áreas de teste. A resolução espacial foi avaliada por meio da visualização dos grupos de pares de linhas nas imagens. O último grupo visível, onde as linhas ainda são discerníveis como separadas, determina a resolução espacial do sistema, expressa em pares de linha por milímetro (pl/mm).

Figura 19 – Resolução espacial do aparelho GE e do Arco Cirúrgico Philips



Legenda: (A) Imagem obtida pelo Arco Cirúrgico Philips BV Endura com FOV de 23 cm; (B) Imagem obtida pelo Arco Cirúrgico Philips com FOV de 17 cm; (C) imagem obtida com intensificador de imagem GE OEC com FOV de 23 cm.

Fonte: O autor, 2024.

As imagens A e B da Figura 19 foram obtidas com o arco cirúrgico Philips, utilizando FOVs de 23 cm e 17 cm, respectivamente. Nessas imagens, é possível visualizar um padrão mínimo de 1,6 pl/mm para a FOV de 23 cm e 2,0 pl/mm para a FOV de 17 cm. Os valores de 2,0 pl/mm e 2,9 pl/mm foram calculados com base na frequência de Nyquist para as FOVs de 23 cm e 17 cm, respectivamente. Além disso, observa-se que esses valores estão em conformidade com os estabelecidos na IN N° 91 de 2021, que estabelece uma resolução mínima de 1,2 pl/mm para campos menores ou iguais a 25 cm.

A imagem C da Figura 19 foi obtida utilizando o aparelho GE OEC Fluorostar Compact, com FOV de 23 cm. De acordo com a especificação do fabricante, a resolução mínima na parte central do monitor é de 2,0 pl/mm. Na imagem, é possível visualizar um padrão limite de 1,4 pl/mm, o que está em conformidade com a IN N° 91.

Na Tabela 3 estão registrados os valores medidos nas imagens formadas pelos aparelhos Philips e GE. Esses valores serão utilizados para calcular os desvios, a ampliação do campo de visão e a distorção do sistema fluoroscópico.

Os desvios entre os diâmetros dos FOVs dos aparelhos Philips e GE foram de 0,87% e 1,74%, respectivamente. A razão entre os FOVs nominais e as medidas no monitor foi de 0,99% para o arco cirúrgico Philips e 0,98% para o intensificador de imagem GE. Quanto à distorção, foi encontrada uma taxa de 2,16% na imagem gerada pelo arco cirúrgico Philips e 2,16% na imagem formada pelo intensificador de imagem GE. Com base nessas análises, observa-se que os valores das distorções estão em conformidade com o limite de 10% estipulado na Instrução Normativa N° 91 de 2021.

Tabela 3 - Fatores geométricos da distorção

Philips		GE	
F_1 (cm) = 1,30	F_1' (cm) = 1,70	F_1 (cm) = 1,30	F_1' (cm) = 1,70
F_2 (cm) = 2,50	F_2' (cm) = 3,20	F_2 (cm) = 2,50	F_2' (cm) = 3,20
n = 23,0	n' = 23,2	n = 23,0	n' = 23,40
Δ (%) = 0,87		Δ (%) = 1,74	
C_{ir} = 0,99		C_{ir} = 0,98	
D (%) = 2,16		D (%) = 2,16	

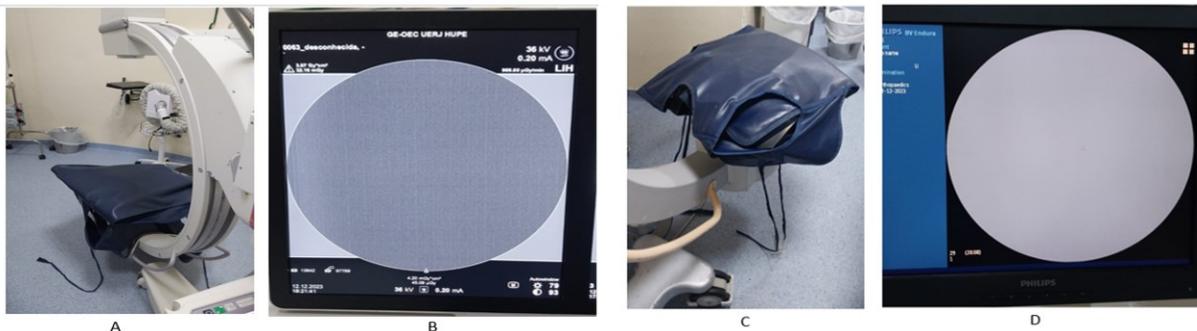
Legenda: Objeto menor (F_1); Imagem do objeto menor (F_1'); Objeto maior (F_2); Imagem do objeto maior (F_2').

Fonte: O autor, 2024.

Na figura 20, estão representadas as imagens obtidas nos testes do ruído. A avaliação do ruído nas imagens ocorreu pela visualização de uma imagem clara, uniforme e livre de artefatos, que foram obtidas com as configurações clinicamente utilizadas.

Das imagens obtidas pelo aparelho GE OEC fluorostar Compact (Figura 20 B) e pelo arco cirúrgico Philips BV Endura (Figura 20 D), é possível observar que as imagens apresentam-se claras, uniformes e sem artefatos. Mesmo quando uma imagem foi realizada com aumento no kV, o padrão das imagens se manteve, não sendo visualizado nenhum ponto que possa indicar a formação de ruído.

Figura 20 - Imagens para o teste de ruído



Fonte: O autor, 2024.

Nas Tabelas 4 e 5, estão os dados obtidos para o teste do controle automático de intensidade (CAI) para diferentes espessuras. Os testes realizados visaram avaliar o funcionamento dos aparelhos de raios X, a qualidade das imagens produzidas e a dosimetria do paciente. Os resultados são fundamentais para compreender a eficácia dos equipamentos, identificar possíveis problemas e propor melhorias para garantir a segurança e a precisão dos procedimentos radiológicos realizados no hospital universitário.

Para a condição de teste com uma placa de Cu de 1 mm, os valores medidos para o GE OEC Fluorostar Compact e o Philips BV Endura estão apresentados nas Tabelas 4 e 5 respectivamente. Os resultados demonstram uma média da taxa de dose de 0,01 $\mu\text{Gy/s}$ para o

GE e 0,19 $\mu\text{Gy/s}$ para o Philips. Os coeficientes de variação (CV) foram 3,18 % e 0,37 %, respectivamente, indicando consistência dos valores medidos.

Tabela 4 - Medições realizadas no intensificador de imagem GE

Absorvedor:	1 mm (Cu)			1 mm (Cu) + 3 mm (PMMA)			2 mm (Cu) + 3 mm (PMMA)		
	[kV]	Tempo de expos. [s]	Taxa de Dose [Gy/s]	[kV]	Tempo de expos. [s]	Taxa de Dose [Gy/s]	[kV]	Tempo de expos. [s]	Taxa de Dose [Gy/s]
1ª exposição	75,50	4,90	1,07E-04	84,60	4,93	1,50E-04	94,70	6,44	2,01E-04
2ª exposição	74,30	4,88	9,96E-05	80,00	4,86	1,34E-04	97,10	5,46	2,11E-04
3ª exposição	74,30	4,95	9,94E-05	80,10	5,06	1,34E-04	97,20	4,97	2,10E-04
4ª exposição	74,20	4,55	9,91E-05	80,00	5,08	1,34E-04	97,10	4,47	2,11E-04
5ª exposição	74,40	4,85	9,93E-05	80,00	4,78	1,34E-04	97,40	5,11	2,10E-04
Média	74,54	4,83	1,01E-04	80,94	4,94	1,37E-04	96,70	5,29	2,09E-04
Desvio Padrão	0,54	0,16	3,20E-06	2,05	0,13	6,99E-06	1,12	0,73	4,19E-06
CV(%)	0,73	3,32	3,18	2,53	2,62	5,10	1,16	13,88	2,01

Fonte: O autor, 2024.

Para a condição de teste com uma placa de Cu de 1 mm e uma placa de PMMA de 3 mm, os resultados obtidos para o GE OEC Fluorostar Compact e o Philips BV Endura mostram uma média da taxa de dose de 0,01 $\mu\text{Gy/s}$ para o GE e 0,19 $\mu\text{Gy/s}$ para o Philips. Os coeficientes de variação foram 5,10% para o GE e 0,23% para o Philips, evidenciando consistência das medições realizadas.

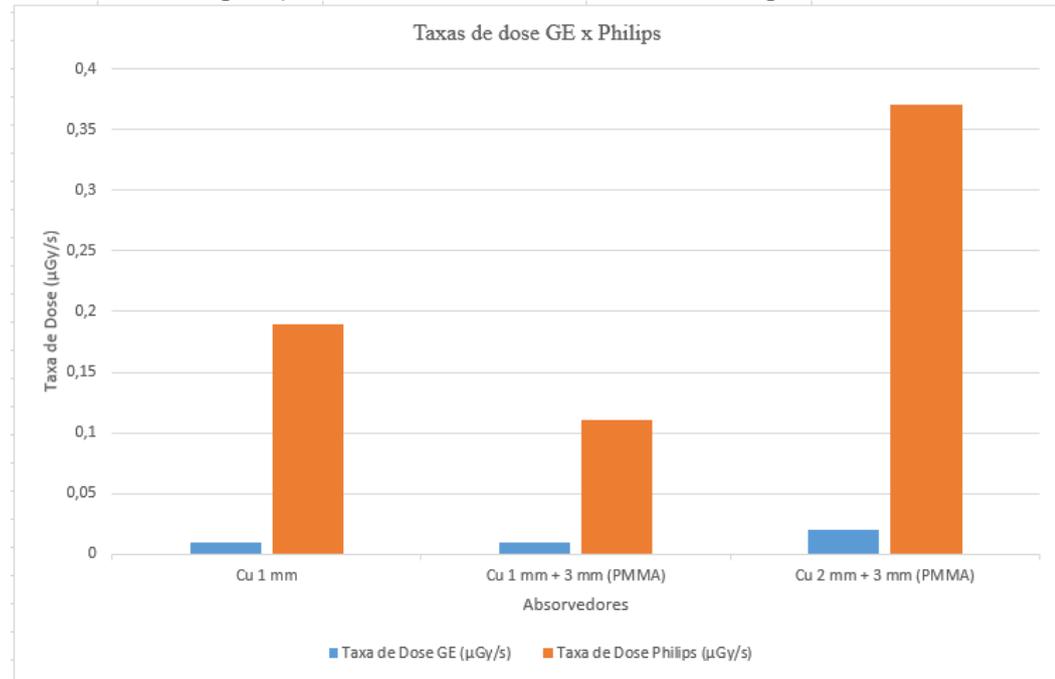
Tabela 5 - Medições realizadas no arco cirúrgico Philips

Absorvedor:	1 mm (Cu)			1 mm (Cu) + 3 mm (PMMA)			2 mm (Cu) + 3 mm (PMMA)		
	[kV]	Tempo de expos. [s]	Taxa de Dose [Gy/s]	[kV]	Tempo de expos. [s]	Taxa de Dose [Gy/s]	[kV]	Tempo de expos. [s]	Taxa de Dose [Gy/s]
1ª exposição	80,90	5,26	1,98E-05	81,40	5,30	1,14E-05	104,40	4,74	3,71E-05
2ª exposição	80,90	5,30	1,98E-05	81,40	5,34	1,14E-05	104,60	4,74	3,72E-05
3ª exposição	80,70	5,34	2,00E-05	81,40	5,46	1,14E-05	104,60	5,30	3,72E-05
4ª exposição	80,80	5,10	2,00E-05	81,40	5,58	1,14E-05	104,73	4,93	3,72E-05
5ª exposição	80,80	4,98	1,98E-05	81,20	4,78	1,14E-05	104,83	4,93	3,72E-05
Média	80,82	5,20	1,99E-05	81,36	5,29	1,14E-05	104,63	4,93	3,72E-05
Desvio Padrão	0,08	0,15	7,31E-08	0,09	0,31	2,59E-08	0,16	0,23	4,80E-08
CV(%)	0,10	2,91	0,37	0,11	5,79	0,23	0,16	4,63	0,13

Fonte: O autor, 2024.

Para a condição de teste com duas placas de Cu de 1 mm cada e uma placa de PMMA de 3 mm, os valores medidos para o GE OEC Fluorostar Compact e o Philips BV Endura indicam uma média da taxa de dose de $0,02\mu\text{Gy/s}$ para o GE e $0,37\mu\text{Gy/s}$ para o Philips. Os coeficientes de variação foram 2,01% para o GE e 0,13% para o Philips, indicando consistência dos valores medidos.

Gráfico 2 - Comparação das taxas de dose entre GE e Philips



Fonte: O autor, 2024.

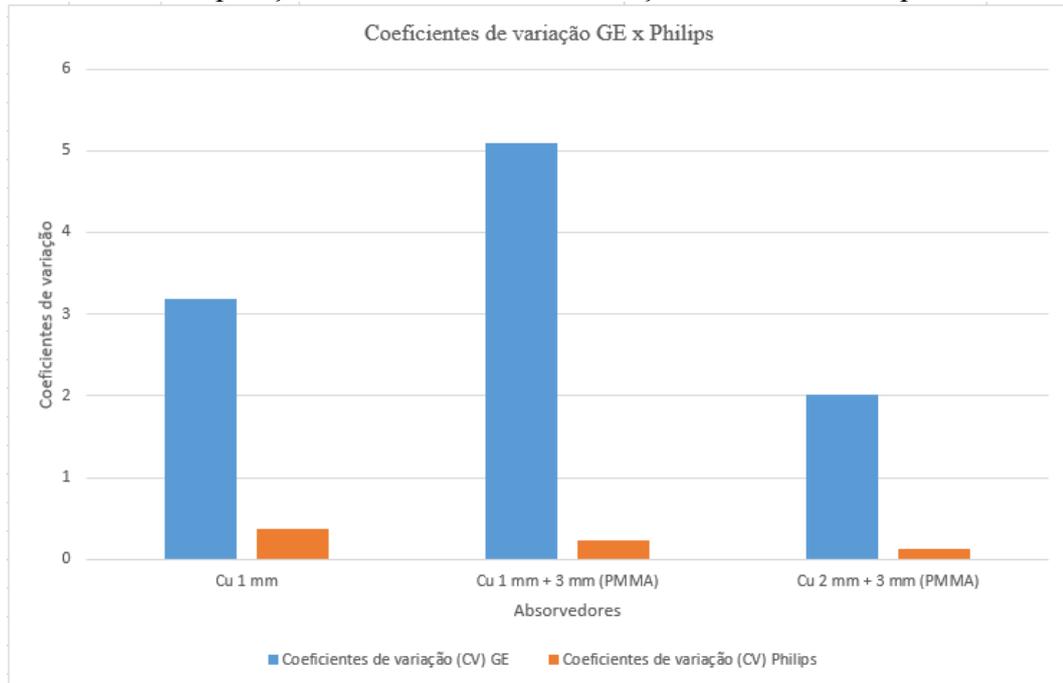
Os gráficos mostram as diferenças nas taxas de dose e nos coeficientes de variação entre os dois aparelhos sob diferentes condições de teste. No gráfico 2, os dados da taxa de dose mostram que, em todas as configurações de absorvedores, o Philips apresenta taxas de dose consistentemente mais altas em comparação com o GE. Este comportamento pode ser explicado pela diferença nos parâmetros de operação dos aparelhos, onde o Philips pode estar configurado para fornecer uma dose mais alta para garantir uma melhor qualidade de imagem em certas condições.

No entanto, observa-se que, na configuração com duas placas de Cu de 1 mm e uma placa de PMMA de 3 mm, a taxa de dose do Philips é menor do que nas configurações com menos absorvedores. Isso pode indicar que o Philips ativou o modo de fluoroscopia pulsada para reduzir a dose de radiação enquanto mantém a qualidade da imagem, uma prática comum para aparelhos que utilizam modos de operação avançados para gerenciar a dose de radiação.

Os coeficientes de variação (CV) presentes no gráfico 3, indicam a estabilidade das medições para ambos os aparelhos. O Philips apresenta um CV mais alto na configuração com

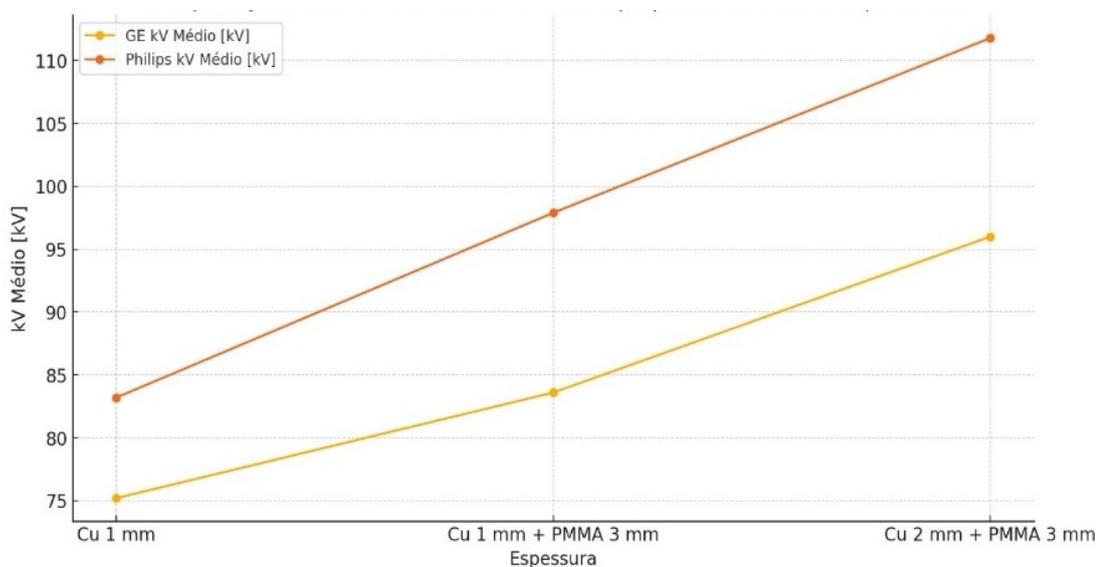
duas placas de Cu de 1 mm e uma placa de PMMA de 3 mm, mas ainda dentro dos limites aceitáveis. Isso sugere que, embora haja uma variação maior nesta configuração específica, o desempenho do aparelho é considerado estável e confiável.

Gráfico 3 - Comparação dos coeficientes de variação entre GE e Philips



Fonte: O autor, 2024.

Gráfico 4- Comparação do KV médio para diferentes espessuras



Fonte: O autor, 2024.

A análise do gráfico 4 mostra que, à medida que a espessura dos absorvedores aumenta, o kV médio também aumenta para ambos os aparelhos. Este comportamento é esperado, pois a compensação automática dos aparelhos ajusta a tensão do tubo para penetrar materiais mais densos e fornecer uma imagem com qualidade adequada.

O Philips, em particular, mostra um aumento mais acentuado no kV médio em comparação com o GE, o que pode indicar uma configuração do índice de exposição para manter a qualidade da imagem ao custo de uma maior dose de radiação em regiões mais densas.

Além dos resultados obtidos neste trabalho, é fundamental ressaltar o papel do protocolo desenvolvido como uma ferramenta essencial para futuras vistorias e auditorias no Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR). A padronização de procedimentos descritos ao longo do estudo, incluindo os testes de qualidade de imagem, dosimetria e verificação do desempenho dos equipamentos, garante uma referência sólida para a manutenção da excelência técnica e operacional do laboratório.

Com a implementação do protocolo, as futuras inspeções podem seguir critérios claros e bem definidos, assegurando que a qualidade das imagens e a segurança dos pacientes sejam mantidas em níveis aceitáveis. A recorrência desses testes permitirá detectar rapidamente desvios de qualidade ou falhas no desempenho dos aparelhos, minimizando riscos e garantindo que os resultados diagnósticos continuem precisos e confiáveis.

Dessa forma, o protocolo serve não apenas para garantir a qualidade atual, mas também para estabelecer uma base sólida que guiará vistorias futuras no LCR, assegurando uma

continuidade dos padrões de controle de qualidade e contribuindo para o aprimoramento constante das práticas adotadas pelo laboratório.

CONCLUSÃO

Os resultados dos testes realizados nos aparelhos de fluoroscopia Philips BV Endura e GE OEC Fluorostar Compact foram analisados em relação aos critérios estabelecidos pela IN N° 91/2021. Os testes abordaram aspectos fundamentais como rendimento, exatidão, resolução, distorção e ruído, fornecendo uma visão abrangente sobre o desempenho e a confiabilidade dos equipamentos em um contexto clínico.

Os resultados obtidos nos testes de rendimento do tubo com fluoroscopia evidenciaram a viabilidade na execução do teste. A utilização do multímetro NOMEX permitiu que as medições fossem realizadas sem a necessidade de correções para temperatura e volume. A avaliação do rendimento, juntamente com sua repetibilidade e linearidade nos aparelhos, apresentou valores aceitáveis dentro dos limites estabelecidos. A consistência e precisão do rendimento são cruciais para manter a qualidade das imagens e minimizar a exposição à radiação. Os coeficientes de variação, substancialmente abaixo do limite de 10%, e a linearidade entre medições demonstram a confiabilidade dos equipamentos em sustentar padrões elevados sob variadas condições operacionais.

O teste de exatidão e repetibilidade do kV teve como objetivo calcular os desvios máximos e os coeficientes de variação dos aparelhos com fluoroscopia. Diante dos resultados apresentados, observa-se que ambos os aparelhos estão em conformidade com os limites estabelecidos nas normas vigentes no país. Os testes de exatidão do kVp revelaram que ambos os aparelhos apresentam desempenho dentro dos limites normativos. Os desvios observados estão dentro dos limites de tolerância, e as variações são esperadas devido à natureza do aumento da tensão. O comportamento dos aparelhos indica que ambos são capazes de fornecer uma boa precisão de kV em suas operações diárias, garantindo a qualidade das imagens produzidas e a segurança dos pacientes.

O teste da camada semirredutora (CSR) nos equipamentos de fluoroscopia Philips BV Endura e GE OEC Fluorostar Compact se mostrou em conformidade com os requisitos da IN N° 91/2021, evidenciando que ambos os aparelhos atendem aos limites estabelecidos para a redução adequada da radiação de saída.

A avaliação do brilho das imagens e da resolução de contraste também apresentou resultados satisfatórios, com ambos os aparelhos exibindo a qualidade de imagem necessária para procedimentos clínicos precisos.

O teste da distorção teve como objetivo avaliar as variações dos campos de visão da imagem e as variações do tamanho dos objetos na imagem. Constatou-se que ambos os aparelhos mostraram-se estar em conformidade com os valores normativos.

Na avaliação do ruído nas imagens, foi possível observar que não existem pontos na imagem que possam ser associados à formação de ruído, tanto para o aparelho GE OEC fluorostar Compact quanto para o arco cirúrgico Philips BV Endura.

Comparando os resultados obtidos para a taxa de dose no plano de entrada do intensificador de imagem (II), conclui-se que ambos os aparelhos estão em conformidade normativa, apresentando valores abaixo do limite estipulado pela IN N° 91/2021. A análise dos dados de dosimetria obtidos para os aparelhos Philips BV Endura e GE OEC Fluorostar Compact mostrou que ambos os sistemas apresentam repetibilidade e precisão relativamente baixa para taxa de dose. Os valores dos coeficientes de variação (CV) calculados para as diferentes condições de teste mostraram-se, em sua maioria, dentro dos limites recomendados. O Philips BV Endura gerou taxas de dose mais altas, enquanto o intensificador de imagem GE OEC Fluorostar Compact apresentou maior consistência nas taxas de dose, com exceção da configuração de maior espessura de absorvedores. Essa diferença pode ser explicado pelas diferentes estratégias de compensação automática empregadas pelos aparelhos.

A metodologia utilizada nos testes foi prática e eficiente, não interferindo na rotina hospitalar e possibilitando a criação de um protocolo de controle de qualidade para fluoroscopia. Esse protocolo poderá ser implementado em vistorias realizadas pelo Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR), contribuindo para o monitoramento contínuo dos equipamentos e garantindo sua operação segura e eficaz.

Os resultados obtidos fornecem uma base sólida para a utilização dos aparelhos em ambiente clínico, atestando a segurança e a precisão dos procedimentos de fluoroscopia. A manutenção preventiva e a verificação contínua dos parâmetros testados são indispensáveis para manter a qualidade dos serviços, e a continuidade dessas práticas garantirá que os aparelhos permaneçam confiáveis e seguros ao longo do tempo.

Sugere-se que estudos futuros possam explorar a aplicação desse protocolo em outros equipamentos de fluoroscopia, bem como investigar novas metodologias de controle de qualidade que potencialmente aumentem a precisão dos diagnósticos e a segurança dos pacientes.

APÊNDICE – Protocolo de testes de constância para fluoroscopia

Testagem do funcionamento do tubo

Objetivo

Avaliar o funcionamento do tubo de raios X em termos do rendimento, exatidão e repetibilidade da tensão (kV), controle automático de intensidade (CAI), camada semirredutora (CSR). Esses testes garantem que o equipamento funcione dentro dos padrões de qualidade e segurança estabelecidos (SEFM, 2004).

Frequência

Anual, ou conforme indicado por qualquer alteração significativa no desempenho do equipamento.

Referências

- (AIEA, 2021)
- (IAEA REPORTS N^o 47, 2023)

Instrumentação

- a) Medidor de kVp não invasivo.
- b) Folha de Cu com 2 mm de espessura, ou Al ou PMMA.
- c) Fita métrica.

Metodologia

- d) Posicione o multímetro sobre o receptor de imagem com o colimador aberto para cobrir todo o volume sensível do multímetro.
- e) Selecione o modo de operação manual, com FOV de 23 cm e janela de abdome (aproximadamente 6 mA),
- f) Defina quatro valores de kVp (60, 80, 90, 110 kVp) usados na rotina clínica.
- g) Cubra o detector de imagem com a folha Al ou Cu para evitar que seja danificado.
- h) Nivele o tubo de raios X e registre as distâncias de medição.

- i) Realize exposições de 10 s para cada kVp escolhido e registre os valores.
- j) Mantendo 80 kVp e 6 mA (janela de abdome), faça mais 4 exposições e registre os valores do kVp, tempo, mA e dose.

Nota: Se não for possível selecionar o kV modo manual, use atenuadores (acrílico, Cu, etc.) para obter os valores desejados de kVp e mA. Certifique-se de que o medidor de kVp esteja localizado entre os atenuadores e o tubo de raios x. Registre os valores nominais de kVp e mA e as leituras obtidas.

Cálculo e análise dos resultados

- k) Calcule o rendimento (Y) dividindo a média das leituras da taxa de kerma pela corrente selecionada no equipamento conforme a relação 2.1.

$$Y = \frac{M_{cor}}{mA \cdot s} \left(\frac{D_{fin}}{d_{ref}} \right)^2 \quad (2.1)$$

- l) Para a repetibilidade, calcule o coeficiente de variação usando a relação 2.2

$$CV (\%) = 100 \frac{DP}{\bar{Y}} \quad (2.2)$$

- m) A variação da linearidade do desempenho foi obtida usando a relação 2.3.

$$\text{Linearidade} = \frac{Y_1 - Y_2}{Y_1 + Y_2} \quad (2.3)$$

- n) Use a relação 2.4 para calcular a exatidão do kV.

$$DM = 100 \cdot \frac{kV_{ind} - kV_{med}}{kV_{ind}} \quad (2.4)$$

- o) Use a relação 2.5 para calcular a repetibilidade do kVp.

$$CV (\%) = 100 \cdot \frac{DP}{kVp} \quad (2.5)$$

Tolerâncias

Rendimento

Variação não superior a 20% em relação ao valor de referência.

Coefficiente de variação deve ser menor ou igual a 10%.

A linearidade entre dois pontos consecutivos deve ser menor ou igual a 10%.

Nota: Na ausência de um valor de referência, podem ser utilizados valores orientativos, que sugerem um valor para o rendimento maior que 25 $\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m do tubo a 80 kVp para aparelhos monofásicos ou maior que 50 $\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m do tubo a 80 kVp para aparelhos trifásicos ou pulsados.

Repetibilidade do kV

Desvio máximo permitido para kVp: $\pm 5\%$.

Coefficiente de variação para repetibilidade do kVp: $\leq 5\%$.

Ações corretivas

Se os valores medidos ocorrerem fora das tolerâncias, ajuste os parâmetros do equipamento ou realize a manutenção necessária.

Repita os testes após as correções para garantir que o equipamento esteja dentro dos padrões de qualidade.

Testagens dosimétricas

Objetivo

Medir e avaliar a taxa de dose no plano de entrada do intensificador de imagem, garantindo que o equipamento opere dentro dos limites de dose estabelecidos para a segurança do paciente.

Frequência

Anual, ou conforme indicado por qualquer alteração significativa no desempenho do equipamento.

Referências

(AIEA, 2021)

(IAEA REPORTS N^o 47, 2023)

Instrumentação

- a) Um multímetro NOMEX,
- b) Duas placas de cobre de 1 mm e;
- c) Uma placa de PMMA com 3 cm de espessura.

Metodologia

- d) Posicione o objeto de teste no ponto de referência (posição onde fica o paciente) de forma a cobrir toda a área do receptor de imagem.
- e) Meça a distância do foco ao detector e a distância do foco à superfície de entrada do receptor de imagem.
- f) Abra o diafragma, quando for o caso, de forma a cobrir toda a superfície do receptor usando a maior FOV do aparelho.
- g) Faça 5 exposições com tempo de 5 s e registre valores de kV, mA e taxa de dose.
- h) Adicione uma folha de 1 mm de Cu no objeto de teste e faça mais 5 exposições de 5 s.
- i) Adicione a segunda folha de 1 mm de Cu no objeto de teste e faça mais 5 exposições de 5 s.
- j) Adicione a terceira folha de 3 mm de PMMA e realize mais 5 exposições de 5s.

Durante as exposições, verifique se o brilho no monitor permanece constante contando as cunhas visíveis.

Cálculo e análise dos resultados

- k) Com posse dos resultados, calcule a média das leituras e a taxa de dose na entrada do receptor de imagem no modo escopia, em $\mu\text{Gy/s}$.
- l) Utilizando a equação 2.9, faça as correções das leituras para as respectivas distâncias usadas no procedimento.

$$\dot{D}_{esc} = D \left(\frac{DFP}{DFR} \right)^2 \quad (2.9)$$

Tolerâncias

Taxa de dose máxima permitida não deve exceder 0,8 $\mu\text{Gy/s}$

Coefficiente de variação para repetibilidade: $\leq 5\%$.

Os testes realizados com FOV diferente de 25 cm, devem ter o valor da tolerância corrigido pela relação 1.12

$$\text{Tolerância} = 0,8 \cdot \left(\frac{25}{\phi} \right)^2 \left[\frac{\mu\text{Gy}}{\text{s}} \right] \quad (1.12)$$

Ações corretivas

Se as taxas de dose estiverem fora dos limites, ajuste as configurações do equipamento ou realize a manutenção necessária.

Repita os testes após as correções para garantir que o equipamento esteja dentro dos padrões de qualidade.

Testagem da qualidade de imagem

Objetivo

Avaliar a qualidade das imagens produzidas pelo aparelho de fluoroscopia em termos de resolução de contraste, brilho, distorção e ruído, garantindo a precisão das imagens diagnósticas.

Frequência

Anual, ou conforme indicado por qualquer alteração significativa na qualidade da imagem.

Referências

(AIEA, 2021)

(IAEA REPORTS N^o 47, 2023)

Instrumentação

Objeto de teste com diferentes níveis de contraste e brilho.

Equipamento de captura e análise de imagem.

Ferramentas de posicionamento para garantir a precisão das avaliações.

Metodologia

- a) Posicione o objeto de teste mais próximo possível do II,
- b) Faça exposições com seleção automática e manual de kV utilizando as janelas de rotina (abdome, ortopédicos e etc.).

NOTA: alguns objetos de teste são radiotransparentes, nesses casos, as imagens obtidas nos testes do funcionamento do tubo e/ou dosimétricos podem ser usadas para avaliação da qualidade de imagem.

Cálculo e análise dos resultados

- c) As avaliações do brilho, resolução de baixo contraste e resolução espacial variam de acordo com os fabricantes do objeto de teste. Os parâmetros de avaliação são encontrados no manual do aparelho.
- d) Use a relação 2.6 para calcular o desvio dos diâmetros para cada tamanho de campo selecionado.

$$\Delta (\%) = 100 \left(\frac{F' - F}{F} \right) \quad (2.6)$$

- e) Use a relação 2.7 para calcular a coincidência do campo de radiação (C_{ir}).

$$C_{ir} = \frac{F'}{F} \quad (2.7)$$

- f) Use a relação 2.8 para calcular o desvio máximo $D(\%)$ entre os objetos radiografados.

$$D(\%) = 100 * \left(\frac{n}{n'} - 1 \right) \quad (2.8)$$

Tolerâncias

A resolução de contraste e brilho deve estar conforme especificado pelo fabricante, estabelecendo que os degraus de 4 a 12 devem estar claramente visíveis na imagem.

Para a resolução espacial, a Instrução Normativa nº 91 de 2021 estabelece que, para campos de visão maiores que 25 cm, o padrão de barras visualizado deve ser maior ou igual a 1 pl/mm, e para campos menores que 25 cm, deve ser maior ou igual a 1,2 pl/mm.

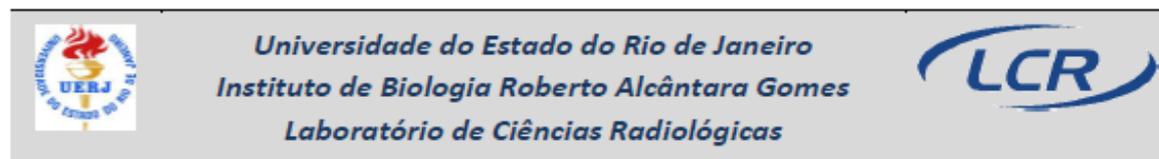
No teste de ruído, deve-se verificar se a imagem está livre de artefatos indesejados.

No teste de distorção, os desvios para cada campo de visão (FOV) devem ser menores ou iguais a 2% da distância entre o foco do tubo de raios X e o receptor de imagem. A razão entre o diâmetro do FOV medido no monitor e o diâmetro real do FOV deve estar no intervalo de 0,85 a 1,0. O valor máximo permitido para a distorção é de até 10%.

Ações corretivas

Se a qualidade da imagem estiver fora dos limites estabelecidos, ajuste as configurações do equipamento ou realize a manutenção necessária. Repita os testes após as correções para garantir que o equipamento esteja dentro dos padrões de qualidade.

ANEXO - Certificado de calibração do multímetro dosimétrico Nomex PTW



CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO

LCR—RAD-00015/2024

Número de Certificado

**Grandezas: Kerma no ar
Tensão elétrica
Tempo
Camada**

SOLICITANTE

Nome: UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO

CNPJ: 33.540.014/0001-57

Endereço: RUA SÃO FRANCISCO XAVIER, 524 - MARACANA - RIO DE JANEIRO/RJ

IDENTIFICAÇÃO DO INSTRUMENTO DE MEDIÇÃO / PADRÃO

Tipo: Detector de estado sólido

Qualidades: Radiodiagnóstico e mamografia

Fabricante: PTW - Freiburg

Modelo: T11049

Série: 101690

Rastreabilidade: Rastreado ao LABPROSAUD/IFBA

Última calibração realizada em: 05/11/2022 - **Certificados:** C302-21 e C301-21

IDENTIFICAÇÃO DO INSTRUMENTO CALIBRADO

Tipo: Estado sólido

Fabricante: PTW

Modelo: Nomex

Série: 101444

CONDIÇÕES DA CALIBRAÇÃO

Geometria: Eixo longitudinal do detector perpendicular ao feixe de radiação.

Ponto de referência: Centro geométrico do detector.

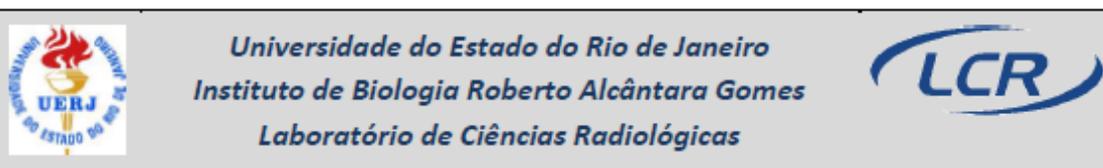
Fonte de radiação: Tubo de raios x - Comet MX 160/22

Faixa de temperatura: 18 a 26 °C.

Faixa de pressão: 970 a 1050 hPa.

Faixa de umidade relativa do ar: 30 a 75 %.

Laboratório de Ciências Radiológicas / Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Rua São Francisco Xavier, 524 - Pavilhão Haroldo Lisboa da Cunha, Sala 136 - Térreo. Maracanã. RJ
Tel: 2334-0725 / 26 / 27 - e-mail: labmetro.uerj@gmail.com - site: www.labmetroonline.com.br



LCR—RAD-00015/2024

Número de Certificado

Grandezas: Kerma no ar

Tensão elétrica

Tempo

Camada semirredutora

MÉTODO E PROCEDIMENTOS DE CALIBRAÇÃO

Método utilizado: Método da substituição, conforme TRS 457 e ISO 4037-3.

Fonte utilizada: Raios x

Procedimentos utilizados:

- 1- LABMETRO-PT-030 (REV-00) CALIBRAÇÃO DE MONITORES DE RADIAÇÃO PARA RADIODIAGNÓSTICO, RADIOPROTEÇÃO E TOMOGRAFIA
- 2- PT-009 – AVALIAÇÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO (VER 10)

INFORMAÇÕES ADMINISTRATIVAS

Ordem de serviço LCR/Labmetro: 205/2023

Laboratório responsável pela calibração: Labmetro/LCR

INFORMAÇÕES

As incertezas padrão expandidas de medição declaradas neste certificado foram calculadas de acordo com as recomendações do GUM (Guia para a Expressão da Incerteza de Medição - Avaliação de Dados de Medição, INMETRO), para um fator de abrangência $k = 2$, com nível de confiança de aproximadamente 95 %. A incerteza de medição expandida U_E (%) é calculada em relação ao valor medido pelo instrumento

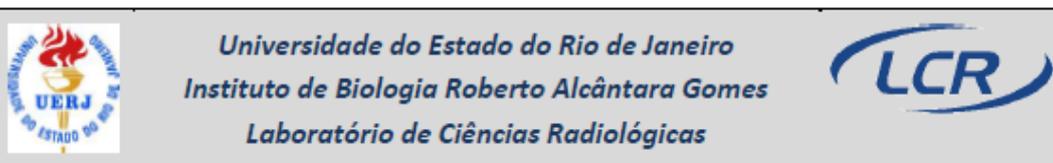
N é o coeficiente de calibração, que converte o valor da grandeza mensurado pelo equipamento do usuário (usu) para o valor da grandeza mensurado pelo equipamento de referência (ref) do laboratório.

N deverá ser multiplicado pelas leituras realizadas pelo equipamento do usuário na faixa de interesse.

RESULTADOS

Tabela 1 - Kerma no ar

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional (mm Al)	CSR (mm Al)	Distância foco-detector (mm)	Kerma no ar. _{ref} (mGy)	Kerma no ar. _{usu} (mGy)	Nk Kerma ar (mGy) _{ref} / Kerma no ar (mGy) _{usu}	Incerteza Expandida U_E (%)
LCR-RQR3	50	2,6	1,80	1000	0,350	0,326	1,074	3,25%
LCR-RQR5	70	2,6	2,60	1000	1,048	1,056	0,992	3,20%
LCR-RQR7	90	3,2	3,50	1000	1,868	1,811	1,031	3,14%
LCR-RQR9	120	4,0	5,00	1000	4,004	3,955	1,012	3,05%



LCR—RAD-00015/2024

Número de Certificado

Grandezas: Kerma no ar

Tensão elétrica

Tempo

Camada semirredutora

Tabela 2 - Tensão elétrica

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional (mm Al)	CSR (mm Al)	Distância foco-detector (mm)	Tensão _{ref} (kV)	Tensão _{usu} (kV)	Tensão _{ref} / Tensão _{usu} (kV)	Incerteza Expandida U _E (%)
LCR-50kV	50	2,6	1,78	1000	50,1	52,1	0,962	2,05%
LCR-70kV	70	2,6	2,42	1000	70,6	72,1	0,979	2,04%
LCR-90kV	90	3,2	3,45	1000	91,1	93,0	0,980	2,02%
LCR-120kV	120	4,0	0,00	1000	121,4	122,8	0,989	1,96%

Tabela 3 - Tempo

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional (mm Al)	CSR (mm Al)	Distância foco-detector (mm)	Tempo _{ref} (s)	Tempo _{usu} (s)	Tempo _{ref} / Tempo _{usu} (s)	Incerteza Expandida U _E (%)
LCR-1s	50	2,6	1,78	1000	1,000	1,025	0,976	2,05%
LCR-1,5s	70	2,6	2,42	1000	1,500	1,540	0,974	2,04%
LCR-2s	90	3,2	3,45	1000	2,000	2,043	0,979	2,02%
LCR-3s	120	4,0	5,21	1000	3,000	3,071	0,977	1,96%

Tabela 4 - Camada semirredutora

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional (mm Al)	CSR (mm Al)	Distância foco-detector (mm)	CSR _{ref} (mm Al)	CSR _{usu} (mm Al)	N _{CSR} CSR _{ref} (mm Al) / CSR _{usu} (mm Al)	Incerteza Expandida U _E (%)
LCR-CSR50	50	2,6	1,78	1000	1,77	1,760	1,006	8,16%
LCR-CSR70	70	2,6	2,42	1000	2,36	2,390	0,987	6,29%
LCR-CSR90	90	3,2	3,45	1000	3,48	3,610	0,964	4,66%

Data da calibração: 14/04/2023

Data da emissão do certificado de calibração: 20/04/2023

Técnico Executor: Leonardo de Castro Pacífico

Certificado emitido por:

Leonardo Pacífico

Leonardo de Castro Pacífico

Responsável Técnico - calibrações com raios X

Laboratório de Ciências Radiológicas / Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Rua São Francisco Xavier, 524 - Pavilhão Haroldo Lisboa da Cunha, Sala 136 - Térreo. Maracanã RJ
Tel: 2334-0725 / 26 / 27 - e-mail: labmetro.uerj@gmail.com - site: www.labmetroonline.com.br

REFERÊNCIAS

AIEA. **PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD PARA RADIODIAGNÓSTICO EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE**. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA. VIENA. 2021.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Quality Control in Diagnostic Radiology**. AAPM. New York, p. AAPM Report No. 74. (2002).

BUSHBERG, J. T. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 3. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health , 2012.

GENERAL ELECTRIC. **User manual GE OEC Fluorostar Compact**. Versailles - França: [s.n.], 2012.

IAEA REPORTS N^o 47. **Handbook of basic quality control tests for diagnostic radiology / International Atomic Energy Agency**. Vienna: www.iaea.org/publications, 2023.

IEC 61674. **Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging**. [S.l.].

Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia - INMETRO. **Vocabulário Internacional de Metrologia**. Rio de Janeiro. 2012.

Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia - INMETRO. **O Sistema Internacional de Unidades (SI)**. Tradução Luso-Brasileira da 9a edição. ed. Brasília: Inmetro, 2021.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment** —. IEC. [S.l.], p. Part 1-3: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance — Collateral Standard: Radiation Protection in Diagnostic X-ray Equipment. 2008.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment**. IEC. Geneva, p. Part 2–54: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of X-ray Equipment for Radiography and Radioscopy, IEC 60601-2-54. 2009.

KENNETH L. BONTRAGER, M.; JOHN P. LAMPIGNANO, M. R. **Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada**. [S.l.]: Elsevier Editora Ltda., 2015.

NOMEX T11049, M. **User Manual, NOMEX**. PTW. [S.l.]. 2012.

OIEA. **PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD PARA RADIODIAGNÓSTICO EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE**. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA. VIENA. 2021.

PHILIPS ELECTRONICS. **Especificações do braço em C móvel Philips BV Endura**. [S.l.]: [s.n.], 2012.

PTW FREIBURG. **User Manual NORMI 4 FLU T42027**. Freiburg - Germany: [s.n.], 2008.

ROBERT A. POOLEY, J. M. M. D. A. M. Digital Fluoroscopy. **The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents**, 21, April 2001.

SCHUELER, B. A. General Overview of Fluoroscopic Imaging. **The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents**, 20, July-August 2000.

SEFM. **Bases físicas, equipos y control de calidad en Radiodiagnóstico**. Madrid: ADI, v. Volumen 2, 2004.

SEFM-SEPR. **Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos técnicos**. Sociedad Española de Física Médica e Sociedad Española de Protección Radiológica. Madri. (2002).