

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

LAURA DE BARROS GUNHA

**CONTROLE DE QUALIDADE NOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X MÓVEIS DE
UM HOSPITAL UNIVERSITÁRIO DE GRANDE PORTE**

CURITIBA

2023

LAURA DE BARROS GUNHA

**CONTROLE DE QUALIDADE NOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X MÓVEIS DE
UM HOSPITAL UNIVERSITÁRIO DE GRANDE PORTE**

**Quality control measurements for mobile X- ray units of a large university
hospital**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentada como requisito para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Orientador: Prof. Dr. Marcelo Antoniassi
Coorientadora: Esp. Jessica Villa Real.

CURITIBA

2023



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta licença permite download e compartilhamento do trabalho desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es), sem a possibilidade de alterá-lo ou utilizá-lo para fins comerciais. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

LAURA DE BARROS GUNHA

**CONTROLE DE QUALIDADE NOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X MÓVEIS DE
UM HOSPITAL UNIVERSITÁRIO DE GRANDE PORTE**

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentada como requisito para obtenção do título de
Tecnólogo em Radiologia da Universidade
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Data de aprovação: 26/junho/2023

Marcelo Antoniassi
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Pedro Zambianchi Junior
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

CURITIBA

2023

Dedico este trabalho ao meu pai Rogerio Gunha (*in
memoriam*), que desde pequena me incentivou a
estudar. Saudades eternas.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me conceder saúde e força para alcançar meus objetivos durante todos os meus anos de estudos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marcelo Antoniassi, por toda atenção, dedicação e instrução ao decorrer deste trabalho.

A minha coorientadora Jessica Villa Real pela paciência, auxílio e todos os conhecimentos compartilhados durante o desenvolvimento desse trabalho.

Ao Complexo Hospital de Clínicas da UFPR, por disponibilizar os equipamentos e materiais necessários para a realização dessa pesquisa.

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná e todos os professores do curso por proporcionarem um ensino de qualidade que contribuiu para o meu crescimento profissional e pessoal.

Aos meus colegas de curso, em especial a Caroline Henmi Kunhen, por todo companheirismo e cooperação mútua ao longo deste percurso.

Gostaria de deixar registrado também, o meu reconhecimento à minha mãe, Eliane, a minha família e os meus amigos, pois acredito que sem o amor e o apoio deles nada disso seria possível. Agradeço do fundo do meu coração.

Enfim, a todos que fizeram parte dessa jornada junto a mim e colaboraram para a minha formação acadêmica.

RESUMO

A garantia de qualidade no radiodiagnóstico pressupõe que seja executada periodicamente uma verificação dos parâmetros técnicos dos equipamentos radiológicos por meio de procedimentos de controle de qualidade. Considerando que muitos exames radiológicos são realizados em leitos hospitalares com aparelhos móveis de raios X durante o diagnóstico e ou acompanhamento da evolução clínica de pacientes, a confirmação do funcionamento adequado desses aparelhos é fundamental para que as exposições às radiações sejam minimizadas e sejam obtidos exames de qualidade. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar a qualidade e o funcionamento de 10 equipamentos de raios X móveis pertencentes a um hospital universitário de grande porte, bem como verificar a influência das diferentes marcas/modelos de equipamentos nos indicadores de desempenho, por meio da execução de testes de controle de qualidade indicados na legislação brasileira. Foram aplicados os seguintes testes: dose de entrada na pele, exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo, reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, rendimento do tubo, linearidade da taxa de kerma no ar, exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição, camada semirredutora, exatidão do sistema de colimação e alinhamento do feixe central de raios X, utilizando-se metodologias descritas em protocolos e guias de controle de qualidade em radiodiagnóstico. As avaliações ocorreram conforme os valores de tolerância fornecidos pela Instrução Normativa n.º 90/2021, e 8 das 10 máquinas apresentaram conformidade em todos os testes. Os dois aparelhos restantes manifestaram inconformidades na exatidão do sistema de colimação quando avaliadas segundo os critérios de tolerâncias estabelecidos, precisando de serviços de reparos. Na comparação entre os desempenhos obtidos pelas diferentes marcas/modelos, observou-se em alguns dos testes comparados um melhor desempenho dos aparelhos Philips em relação aos da Shimadzu e da Siemens. Por fim, conclui-se de forma geral que os equipamentos de raios X móveis avaliados nesse estudo, independentemente dos tipos de fabricantes, apresentaram boas condições de funcionamento e uso, estando de acordo a legislação sanitária vigente no Brasil.

Palavras-chave: garantia de qualidade; controle de qualidade; equipamentos de raios X móveis; diagnóstico por imagem.

ABSTRACT

Quality assurance in diagnostic radiology presupposes that a periodic verification of the technical parameters of the radiological equipment is performed by means of quality control procedures. Considering that many radiological studies are performed in hospital beds with a mobile X-ray equipment during the diagnosis and/or follow-up of the clinical evolution of patients, the confirmation of the appropriate functioning of such equipment is essential so that radiation exposures are minimized and quality examinations are obtained. Thus, the objective of the present study was to evaluate the quality and operation of 10 mobile X-ray machines belonging to a large university hospital, as well as to verify the influence of different brands/models of equipment on the performance indicators, through the execution of quality control tests as indicated in the Brazilian legislation. The following tests were applied: entrance skin dose, tube potential accuracy and reproducibility, exposure reproducibility, tube performance, exposure linearity, exposure time accuracy and reproducibility, half-value layer, X ray–light beam alignment and centring, utilizing methodologies described in protocols and guidelines for quality control in diagnostic radiology. The evaluations occurred according to the tolerance values provided by Normative Instruction n.º 90/2021, and 8 of the 10 machines showed conformity in all tests. The two remaining machines manifested nonconformities in the light and radiation fields' congruence when evaluated according to the established tolerance criteria, requiring repair services. In the comparison between the performances obtained by the different brands/models, it was observed in some of the compared tests a better performance of the Philips devices in relation to Shimadzu and Siemens. Finally, it is generally concluded that the mobile X-ray machines evaluated in this study, regardless of the types of manufacturers, presented good conditions of operation and use, being in accordance with the sanitary legislation in force in Brazil.

Keywords: quality assurance; quality control; mobile X- ray equipment; diagnostic imaging.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Equipamento móvel tradicional	16
Figura 2 - Diagrama de um tubo de raios X.....	17
Figura 3 - Sensor modelo X2 R/F	24
Figura 4 - Dispositivos para avaliação da colimação e da perpendicularidade do raio central	24
Figura 5 - Arranjo experimental para o teste de exatidão do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X.....	26
Figura 6 - Posicionamento do sensor utilizado para os testes nos aparelhos de raios X móveis.	27
Figura 7 - Imagem de coincidência de campos em desacordo no teste de exatidão do sistema de colimação no equipamento Philips Aquilla Plus - 300.33	
Gráfico 1 – Boxplot: teste da exatidão da tensão do tubo.....	43
Gráfico 2 – Boxplot: teste da reprodutibilidade de taxa de kerma no ar	44
Gráfico 3 – Boxplot: teste do rendimento do tubo	44
Quadro 1 - Testes de controle de qualidade para equipamentos móveis	22

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Espessuras radiográficas, considerando um paciente adulto típico (massa de 60 kg a 75 kg e altura de 1,60 m a 1,75 m)	30
Tabela 2- Valores representativos de dose em radiodiagnóstico por radiografia para paciente adulto típico	31
Tabela 3– Resultados dos testes de exatidão do sistema de colimação e alinhamento do feixe de raios X e a tolerância da IN n.º 90.....	32
Tabela 4– Parâmetros utilizados e resultados do teste da camada semirredutora e a tolerância da IN n.º 90	33
Tabela 5– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo no equipamento Siemens Polymobil Plus	34
Tabela 6– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo nos equipamentos Shimadzu MUX-10 - MobileArt Eco	34
Tabela 7– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo nos equipamentos Philips Aquilla Plus - 300	35
Tabela 8– Resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo e a tolerância da IN n.º 90	35
Tabela 9– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade do tempo de exposição no equipamento Siemens Polymobil Plus.....	36
Tabela 10– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade do tempo de exposição nos equipamentos Shimadzu MUX-10 -MobileArt Eco	36
Tabela 11– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição nos equipamentos Philips Aquilla Plus - 300.....	37
Tabela 12– Resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição e a tolerância da IN n.º 90.....	37
Tabela 13– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar no equipamento Siemens Polymobil Plus.....	38
Tabela 14– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar nos equipamentos Shimadzu MUX-10 -MobileArt Eco	38
Tabela 15– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar nos equipamentos Philips Aquilla Plus - 300.....	39
Tabela 16– Resultados dos testes de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar e tolerância da IN n.º 90	39
Tabela 17– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar no equipamento Siemens Polymobil Plus.....	40
Tabela 18– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar nos equipamentos Shimadzu MUX-10 -MobileArt Eco	40

Tabela 19– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar nos equipamentos Philips Aquilla Plus - 300.....	41
Tabela 20– Resultados dos testes de rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar e a tolerância da IN n.º 90.....	41
Tabela 21– Parâmetros utilizados e resultados obtidos no teste de Dose de Entrada na Pele para exame de abdome incidência AP	42
Tabela 22– Parâmetros utilizados e resultados obtidos no teste de Dose de Entrada na Pele para exame de tórax incidência PA	42
Tabela 23- Resultados da Análise de Variância (ANOVA)	45
Tabela 24- Resultados do Teste de Tukey	45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM	Associação Americana de Físicos em Medicina (<i>American Association of Physicists in Medicine</i>)
Al	Alumínio
ANOVA	Análise de Variância
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AP	Ântero-posterior
CSR	Camada Semirredutora
CR	<i>Computed Radiography</i>
DEP	Dose de entrada na pele
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica (<i>International Atomic Energy Agency</i>)
IN	Instrução Normativa
MS	Ministério da Saúde
PA	Pósterio- anterior
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
ReforSUS	Projeto Reforço à Reorganização do Sistema Único de Saúde
SEMF	Sociedade Espanhola de Física Médica (<i>Sociedad Española de Física Médica</i>)
UDIM	Unidade de Diagnóstico por Imagem

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Objetivos	14
1.1.1	Objetivo geral	14
1.1.2	Objetivos específicos	14
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1	Equipamentos radiográficos e produção de raios X	15
2.2	Controle de qualidade nos equipamentos de raios X móveis	20
3	METODOLOGIA	23
3.1	Exatidão do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de Raios X	25
3.2	Camada Semirredutora	26
3.3	Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo	27
3.4	Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição	28
3.5	Reprodutibilidade da taxa de kerma no ar	29
3.6	Rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar	29
3.7	Valores representativos de dose	30
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	32
4.1	Testes de controle de qualidade	32
4.1.1	Exatidão do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de Raios X	32
4.1.2	Camada Semirredutora	33
4.1.3	Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo	34
4.1.4	Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição	36
4.1.5	Reprodutibilidade da taxa de kerma no ar	38
4.1.6	Rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar	40
4.1.7	Valores representativos de dose	42
4.2	Comparação entre as marcas/modelos	43
5	CONCLUSÃO	47
	REFERÊNCIAS	48

1 INTRODUÇÃO

A radiologia diagnóstica tem como função principal diagnosticar patologias através de imagens obtidas a partir da interação dos raios X com o paciente. É esperado que estas imagens apresentem qualidade de modo a minimizar os erros de interpretação e identificação de estruturas, possibilitando diagnóstico mais preciso e com a menor dose, pois uma imagem sem qualidade adequada deve ser repetida e há alguns custos envolvidos neste processo que devem ser evitados, sendo o principal a duplicação de dose em um mesmo paciente (FURQUIM; COSTA, 2009).

Nesse contexto, para que ocorra a obtenção de imagens que permitam uma correta interpretação, com a exposição do paciente a quantidades de radiação minimizadas e otimizadas, é imprescindível a adoção de Programas de Garantia da Qualidade de Imagens Radiográficas na radiologia, de forma que são presumidos também a realização de testes de controle de qualidade nos equipamentos de radiodiagnóstico médico para que se confirme o bom desempenho ou se indique a necessidade de manutenção corretiva (BRASIL, 2005)

A tecnologia dos equipamentos radiográficos está em constante evolução em busca de atender as exigências de eficiência dos serviços de diagnóstico e, uma forma de desenvolvimento tecnológico, foi a o surgimento dos aparelhos que possuem como diferencial a mobilidade. Tais equipamentos são utilizados para a realização de exames de pacientes impossibilitados de se locomover em leitos hospitalares de internação (SILVA *et al.*, 2021; KARTIKA; SAVITRI, 2020).

A partir desse avanço, a avaliação dos aparelhos de raios X móveis dentro dos programas de controle de qualidade se tornou também essencial, pois com tais são realizadas radiografias frequentes de pacientes graves durante o seu tratamento, sendo inclusive necessária uma qualidade de imagem constante para o correto monitoramento do curso da doença (TUOHY *et al.*, 1995). Além disso, a operação desses aparelhos ocorre em ambientes livres de barreiras de proteção, de modo que a aquisição dessas imagens expõe também a radiação ionizante tanto a equipe técnica envolvida, quanto os demais indivíduos presentes na sala (SANTOS; MAIA, 2009).

Além de garantir assistência ao paciente, um programa de controle de qualidade em radiologia é conduzido para atender à exigência de registros de controle de qualidade pelas leis, visto que de modo geral os países têm estabelecido a sua

própria legislação para monitorar a qualidade dos equipamentos radiológicos (BUSHONG, 2008). No Brasil, as principais publicações vigentes são a Resolução da Diretoria Colegiada 611 (RDC 611) de 9 de março de 2022 (BRASIL, 2022) e a Instrução Normativa n.º 90 (IN n 90), de 27 de maio de 2021, do Ministério da Saúde e Agência Nacional de Vigilância Sanitária (BRASIL, 2021) que indica os testes de controle de qualidade para a garantia da qualidade em sistemas de radiografia médica convencional e estabelece limites de aceitação e frequência.

A execução desses testes, conforme menciona a RDC 611, deve ser feita com metodologia concordante com os protocolos nacionais oficiais ou internacionais dos quais o Brasil seja signatário (BRASIL, 2022). Atualmente, no Brasil não se tem nenhum protocolo ou documento que descreva a metodologia dos testes de controle de qualidade previstos em leis para os equipamentos de raios X, e dentre os protocolos internacionais, destacam-se para a radiologia convencional o Protocolo Espanhol de Qualidade em Radiodiagnóstico de 2011 (SEFM *et al.*, 2011), e o Protocolos de Controle de Qualidade para Radiodiagnóstico na América Latina e no Caribe de 2021 publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2021).

Tendo em vista a necessidade de se garantir a qualidade das imagens radiográficas, dos equipamentos e dos procedimentos relacionados ao processo de exames de raios X no leito, para que sejam evitados diagnósticos errados e não-conclusivos que possam acarretar doses desnecessárias e aumento dos custos, baseando-se na legislação nacional vigente e nos documentos de qualidade mencionados, nesse trabalho foram realizados testes de controle da qualidade em 10 equipamentos de raios X móveis, de diferentes marcas e modelos, pertencentes a um hospital universitário de grande porte, estando inclusos nestes testes: valores representativos de dose, exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo, reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, rendimento do tubo, linearidade da taxa de kerma no ar, exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição, camada semirredutora, exatidão do sistema de colimação e alinhamento do feixe central de raios X.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho foi avaliar a qualidade e o funcionamento dos equipamentos de raios X móveis pertencentes a um hospital universitário de grande porte, por meio da aplicação dos testes de controle de qualidade determinados na instrução normativa nacional vigente, bem como verificar a influência das diferentes marcas/modelos de equipamentos nos indicadores de qualidade.

1.1.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho foram:

- Realizar testes de controle de qualidade para radiodiagnóstico;
- Avaliar se todos os equipamentos respondem de maneira satisfatória aos testes de controle de qualidade que a legislação nacional preconiza;
- Verificar se os diferentes modelos/marcas dos aparelhos apresentam diferenças de desempenho nos resultados dos testes de controle de qualidade;
- Estabelecer valores de referência para testes futuros nas máquinas analisadas.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Equipamentos radiográficos e produção de raios X

Os equipamentos de raios X possuem a função de atuar sobre a emissão e a forma do feixe de radiação, de maneira a tratá-lo convenientemente para produzir imagens com qualidade diagnóstica, sendo que o que varia entre eles é a forma, o tamanho, a capacidade de produção de raios X e alguns mecanismos ou acessórios que permitem maior flexibilidade no uso do aparelho (SOARES; LOPES, 2015).

Os aparelhos radiográficos são divididos em três categorias fixos, portáteis e móveis. Os aparelhos fixos são aqueles que não podem ser retirados do local onde foram instalados e necessitam de uma sala exclusiva para sua utilização. Os aparelhos portáteis se diferenciam dos fixos pois tem seu peso e tamanho concebidos para que possam ser carregados por uma única pessoa, sendo que normalmente possui capacidade apenas de radiografar extremidades do corpo humano. Já os aparelhos móveis possuem maior flexibilidade na realização de exames e são muito utilizados para exames de tórax em pacientes acamados, já que esses não podem ser movidos para salas de radiografia (PARTICHELLI; YOSHIZUMI, 2020).

Os equipamentos móveis são constituídos apenas do essencial para a realização de um exame radiográfico, possuindo os controles do aparelho fisicamente juntos com a unidade geradora de radiação, e a unidade pode ser, então, transportada facilmente por um sistema de rodas embutido na estrutura (SOARES; LOPES, 2015). A Figura 1 mostra um exemplo de equipamento móvel tradicional.

Figura 1 - Equipamento móvel tradicional

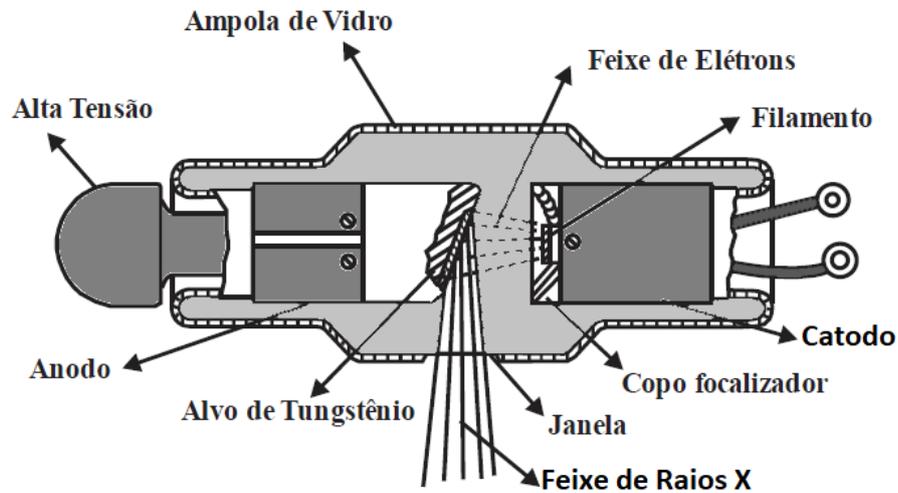


Fonte: Soares; Lopes (2015).

Os exames que são realizados com os aparelhos móveis podem ser feitos na própria maca ou cama onde se encontra o paciente, ou até na cadeira em que esse estiver sentado, e se obtém a tensão necessária para a operação do aparelho da rede elétrica local (SOARES; LOPES, 2015).

Independentemente do tipo de equipamento de raios X, os três componentes principais são o tubo de raios X (Figura 2), que é a unidade geradora de radiação; o painel de controle, que permite ao operador da máquina controlar os parâmetros técnicos na elaboração da radiografia como a tensão aplicada ao tubo de raios X, a corrente elétrica através desse tubo e o tempo de exposição; e o gerador de alta tensão, que é responsável por aumentar a energia que é fornecida ao aparelho para a tensão de pico necessária para a produção de raios X (BUSHONG, 2008). Além desses componentes básicos os equipamentos radiográficos também possuem um sistema de colimação interna do feixe, que é responsável pela adequação do tamanho do campo, redução do efeito penumbra e da radiação espalhada (SOARES; LOPES, 2015).

Figura 2 - Diagrama de um tubo de raios X



Fonte: Adaptado de Tauhata *et al.* (2013).

Segundo Ros (2000), de maneira geral, um tubo de raios X consiste em um eletrodo negativo (cátodo), de onde saem elétrons, e um eletrodo positivo (anodo), que é um alvo metálico, hermeticamente selados em uma ampola de vidro sob alto vácuo. O cátodo é composto por um filamento que, ao ser percorrido por uma corrente elétrica, torna-se aquecido e libera elétrons em um fenômeno conhecido como emissão termiônica (MARCHIORI; SANTOS, 2015). Devido a aplicação de uma diferença de potencial entre o cátodo e o ânodo, os elétrons provenientes do cátodo são acelerados em direção do anodo, e, visto que todos os elétrons acelerados do cátodo para anodo são eletricamente negativos, o feixe de elétrons tende a se espalhar devido à repulsão eletrostática e alguns elétrons podem ainda não atingir o anodo, por isso o filamento é envolto por uma capa de metal carregada negativamente chamada de capa focalizadora, que possui a finalidade de confinar eletrostaticamente o feixe de elétrons (BUSHONG, 2008).

O anodo normalmente consiste de uma estrutura composta por um corpo, que costuma ser produzido com materiais como metais, por exemplo cobre, molibdênio ou rênio e, em alguns casos, grafite ou ligas metálicas dos metais citados, que pode ser estacionária ou giratória. (SOARES; LOPES, 2015). O ponto focal, que é o ponto de colisão dos elétrons no anodo e o local de produção dos raios X, é geralmente revestido com tungstênio, sendo que a escolha desse material se baseia no critério de que o alvo deve ter um número atômico elevado, para melhorar a eficiência da produção de raios X, um ponto de fusão alto, para resistir ao intenso calor produzido

pelas colisões dos elétrons no alvo, e uma ótima capacidade de dissipação térmica (ROSS, 2000; SOARES; LOPES, 2015).

Os tubos de raios X são projetados para fornecer e direcionar, a um pequeno ponto sobre o anodo, grande número de elétrons com elevada energia cinética, tal que esses elétrons que passam do catodo para o anodo constituem a corrente do tubo de raios X e podem ser chamados de elétrons projetados (BUSHONG, 2008). Quando esses elétrons atingem os átomos do metal do alvo do tubo de raios X, suas energias cinéticas são transferidas a esses átomos, porém destes elétrons, poucos transformam toda ou parte de sua energia cinética em raios X, sendo que a grande maioria perde sua energia cinética no aquecimento do anodo (BUSHONG, 2008; ROSS, 2000).

Os elétrons projetados podem atingir os elétrons presentes nas camadas eletrônicas dos átomos do material alvo, e, nessa colisão, remover um elétron do átomo, que é lançado para fora do átomo junto com o elétron projetado, sendo assim, originada uma vacância que será imediatamente preenchida por algum elétron de orbitais superiores, de forma que a energia correspondente à diferença entre os orbitais é liberada na forma de radiação eletromagnética (ROSS, 2000; SOARES; LOPES, 2015). Esse tipo de emissão é denominado radiação característica, visto que sua energia e intensidade relativa permitem a identificação do elemento de origem (TAUHATA *et al.*, 2013).

Por outro lado, se ocorrer uma interação desses elétrons projetados com o campo elétrico dos núcleos que compõem o material alvo, que possuem número atômico elevado, eles têm sua trajetória alterada e perdem energia pela ação da interação eletromagnética, de forma que emitem a diferença de energia na forma de fótons de raios X, denominados de raios X de freamento ou *bremstrahlung* (SOARES; LOPES, 2015; TAUHATA *et al.*, 2013; ROSS, 2000).

A ampola possui uma área com espessura menor por onde ocorre a emissão dos raios X, conhecida como janela. Esses raios X emitidos através da janela são chamados de feixe útil. Porém, quando os raios X são produzidos, eles são emitidos isotropicamente, isto é, com igual intensidade em todas as direções, então o tubo é colocado dentro de uma calota protetora revestida de chumbo, chamado de cabeçote a fim de blindar a radiação de fuga que resulta na exposição desnecessária do paciente e do operador do equipamento (BUSHONG, 2008).

Uma pequena fração dos raios X produzidos no anodo é utilizada para a formação de imagem, pois a radiação não apenas é absorvida no anodo e no cabeçote do aparelho, como também na própria ampola, que absorve os raios X de baixa energia e filtra o feixe de raios X emitido, na denominada filtração inerente do tubo (ROSS, 2000). Além disso, muitas vezes esta filtração é aumentada adicionando-se placas de alumínio na saída do feixe, constituindo a filtração adicional (ROSS, 2000).

Com o objetivo de delimitar o feixe sobre uma determinada área de interesse ou anatomia, e para não expor o paciente a uma dose de radiação demasiada e sem proveito para o diagnóstico, os equipamentos dispõem de alguns dispositivos conhecidos como limitadores do feixe (SOARES; LOPES, 2015). O colimador de abertura variável é o mais comum dispositivo de limitação usado em radiografia; permite a regulação do tamanho e forma do campo (quadrado ou retangular), além de possibilitar, com o auxílio de um feixe luminoso, a visualização do campo a ser irradiado (BUSHONG, 2009; SOARES; LOPES, 2015).⁹

O feixe emitido através da janela da ampola é formado por raios X de energias variadas, sendo caracterizado pela quantidade, que se refere ao número de raios X produzidos ou à intensidade do feixe, e pela qualidade, que se refere à penetrabilidade do feixe de raios X, definida como à capacidade do feixe de radiação de penetrar no tecido (BUSHONG, 2008). Com o intuito de quantificar a radiação ionizante, são definidas grandezas dosimétricas avaliando-se os efeitos da interação da radiação com um material, como o kerma (*kinetic energy released per unit of mass*), grandeza associada à energia transferida ao material pela radiação medida em gray (Gy) (TAUHATA et al., 2013).

De acordo com Sabaté e Sanchez (2012), os três principais parâmetros que determinam as características essenciais do feixe de raios X, como a sua qualidade, quantidade e tempo de produção, são: a diferença de potencial entre o anodo e o catodo (kV), que determina o poder de penetração e a energia do feixe de fóton gerado no tubo; a corrente no tubo i (mA), que determina a taxa em que os fótons de raios são gerados; e o tempo de exposição t (s), que expressa o tempo de emissão do feixe de radiação (quanto maior o tempo, maior é a exposição). A corrente no tubo e o tempo de exposição são usualmente combinados e o produto da corrente (mA) pelo tempo (s), o mAs, determina o número de raios X emitidos (quanto maior o mAs, maior a quantidade de raios X produzidos) (BUSHONG, 2008).

2.2 Controle de qualidade nos equipamentos de raios X móveis

O processo de obtenção de uma imagem radiológica envolve diferentes processos físicos, equipamentos e especialistas. As falhas em qualquer um desses elementos podem gerar um detrimento na qualidade da imagem final ou um aumento da dose de radiação recebida pelo paciente, assim, o programa de garantia de qualidade de uma instalação de diagnóstico por imagem tem como objetivo assegurar que sejam produzidas imagens com qualidade suficientemente elevada para permitir a obtenção adequada da informação diagnóstica, pelo menor custo possível e com a mínima exposição do paciente à fonte de radiação (SEFM *et al.*, 2011).

Os programas de garantia de qualidade colaboram para produção de imagens diagnósticas de qualidade consistentes, reduzindo as variações em função dos equipamentos de imagiologia, dado que esses devem incluir a confirmação de que os equipamentos de radiologia podem fornecer as informações desejadas, pois um mau funcionamento destes equipamentos favorece significativamente o prevalecimento de imagens de baixa qualidade (IAEA, 2021), tal que envolvem também a realização de controle de qualidade nesses aparelhos.

O controle de qualidade é composto por testes realizados com o objetivo de se verificar os parâmetros mais significativos do funcionamento do equipamento para que, periodicamente, a estabilidade desse seja assegurada ao longo de sua vida útil, podendo ser usado também para identificar possíveis falhas nos equipamentos que possam prejudicar a qualidade da imagem ou causar um aumento significativo da exposição à radiação (AAPM, 2002; SEFM *et al.*, 2011).

Nos últimos anos, a consolidação do conceito de qualidade na radiologia diagnóstica refletiu na criação de normas e recomendações, que passaram a ter como foco central a implantação e fiscalização de Programas de Garantia de Qualidade, em vários países (NAVARRO, 2009). No Brasil, a publicação da Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS) de 01 de junho de 1998, pela antiga Secretária de Vigilância Sanitária (SNVS), cujo conteúdo regulamentava o funcionamento dos serviços de radiodiagnóstico médico e odontológico, foi a primeira norma Federal que instituiu a obrigatoriedade de implantação de um programa de garantia de qualidade, que possuía entre os objetivos: verificar, através dos testes de constância, a manutenção das características técnicas e requisitos de desempenho dos equipamentos de raios x e do sistema de detecção/registo de imagem (BRASIL, 1998).

A Portaria n. 453/98 (BRASIL, 1998) também definiu algumas especificações, no que se refere ao uso dos equipamentos de radiodiagnóstico móveis, tais como:

A realização de exames radiológicos com equipamentos móveis em leitos hospitalares ou ambientes coletivos de internação, tais como unidades de tratamento intensivo e berçários, somente será permitida quando for inexecutável ou clinicamente inaceitável transferir o paciente para uma instalação com equipamento fixo (BRASIL, 1998).

Em 2005, fundamentado na Portaria n. 453/98, o MS, sob a coordenação da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), em parceria com o Projeto Reforço à Reorganização do Sistema Único de Saúde (ReforSUS) e também com a colaboração de especialistas de 13 instituições do país, publicou o guia “Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança”, com o objetivo de facilitar a uniformização dos procedimentos para a realização de testes de qualidade em equipamentos de radiodiagnóstico médico e de testes de segurança em instalações de radiodiagnóstico (BRASIL, 2005). O Guia da ANVISA descreve os procedimentos e periodicidades de um conjunto mínimo de testes de qualidade para cada tipo de equipamento (raios X convencionais, mamógrafos, fluoroscopia e tomógrafos computadorizados), e além disso, este guia também apresenta procedimentos para a realização de testes para a verificação da segurança dos ambientes em que são instalados os equipamentos de raios X.

Assim, têm-se que a obrigatoriedade do controle da qualidade no Brasil ainda é recente, e para a radiologia convencional, as principais e vigentes publicações para a são a Resolução da Diretoria Colegiada 611 (RDC 611) de 09 de Março de 2022 (BRASIL, 2022), que estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas (BRASIL, 2022), e a Instrução Normativa de 27 de Maio de 2021, do MS junto à ANVISA n.º 90 (BRASIL, 2022), que estabelece requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de radiografia médica convencional, bem como a relação mínima de testes de aceitação e de controle de qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde em equipamentos fixos e móveis nos sistemas de radiografia convencional, computadorizada e digital, determinando respectivas periodicidades, tolerâncias e níveis de restrição (BRASIL, 2021). No Quadro 1 são

apresentados os testes de controle de qualidade aplicáveis ao equipamento radiográfico móvel, relevantes para esse trabalho, bem como seus respectivos objetivos e periodicidade.

Quadro 1 - Testes de controle de qualidade para equipamentos móveis

Testes	Objetivo	Periodicidade
1. Exatidão do indicador de tensão do tubo	Avaliar a variação entre os valores de tensão do tubo selecionados no comando do equipamento e os medidos	Teste de aceitação, anual ou após reparos
2. Reprodutibilidade da tensão do tubo	Avaliar se os valores de tensão do tubo se reproduzem após realização de variadas exposições	Teste de aceitação, anual ou após reparos
3. Exatidão do tempo de exposição	Avaliar a variação entre os tempos de exposição selecionados e os medidos	Teste de aceitação, anual ou após reparos
4. Reprodutibilidade do tempo de exposição	Avaliar se os valores de tempo de exposição se reproduzem após realização de variadas exposições	Teste de aceitação, anual ou após reparos
5. Reprodutibilidade do kerma no ar	Avaliar se o valor da exposição se reproduz após realização de variadas exposições.	Teste de aceitação, anual ou após reparos
6. Linearidade do kerma no ar com o mAs	Avaliar a capacidade do sistema de produzir uma exposição constante para várias combinações de mAs	Teste de aceitação, anual ou após reparos
7. Exatidão do indicador de campo luminoso	Avaliar se o campo iluminado coincide com o campo irradiado.	Teste de aceitação, semestral ou após reparos
8. Alinhamento do eixo central do feixe de raios X	Verificar se o feixe de raios X é perpendicular ao receptor de imagem e centrado em relação ao campo de luz.	Teste de aceitação, semestral ou após reparos
9. Rendimento do tubo	Avaliar o rendimento do tubo de raios X e estabelecer uma linha de base para os testes futuros	Teste de aceitação, anual ou após reparos
10. Valores representativos de dose	Avaliar se os valores representativos de dose de entrada na pele obtidas com os parâmetros técnicos (tensão do tubo, mAs) utilizados no serviço estão condizentes com os valores de referência.	Teste de aceitação, anual ou após reparos
11. Camada Semirredutora	Avaliar a energia efetiva do feixe e a filtração total do tubo de raios X.	Teste de aceitação, anual ou após reparos

Fonte: Instrução Normativa n.º 90, de 27 de maio de 2021, (BRASIL, 2021).

3 METODOLOGIA

Este trabalho foi realizado no Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Paraná na Unidade de Diagnóstico por Imagem (UDIM) com a colaboração e supervisão dos físicos médicos da instituição. Foram realizados testes de controle de qualidade nos 10 equipamentos de raios X móveis pertencentes ao hospital: 1 da marca Siemens modelo Polymobil Plus, 4 da marca Philips modelo Aquilla Plus - 300 e 5 da marca Shimadzu modelo MUX - 10 - MobileArt Eco.

Os equipamentos de raios X móveis foram avaliados de acordo com a prescrição e critérios de aceitação contidos na IN 90/2021 (BRASIL, 2021), tendo sido realizados os seguintes testes: valores representativos de dose, exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo, reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, rendimento do tubo, linearidade da taxa de kerma no ar, exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição, camada semirredutora, exatidão do sistema de colimação e alinhamento do feixe central de raios X. A execução dos testes foi baseada nas metodologias descritas no Protocolo Espanhol de Qualidade em Radiodiagnóstico (SEFM *et al.*, 2011), no Protocolo de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico na América Latina e no Caribe (IAEA, 2021) e no Guia de Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos (BRASIL, 2005), que necessitou ser utilizado, mesmo que não mais vigente, porque os procedimentos a serem efetivados para o teste de valores representativos de dose não eram detalhados nas normas mais recentes.

Os parâmetros radiológicos tais como tensão do tubo, camada semirredutora, tempo de exposição e dose foram medidos com o sensor modelo X2 R/F, marca RaySafe (Gotemburgo, Suécia), calibrado e disponibilizado pela UDIM. A Figura 3 mostra o sensor utilizado neste estudo.

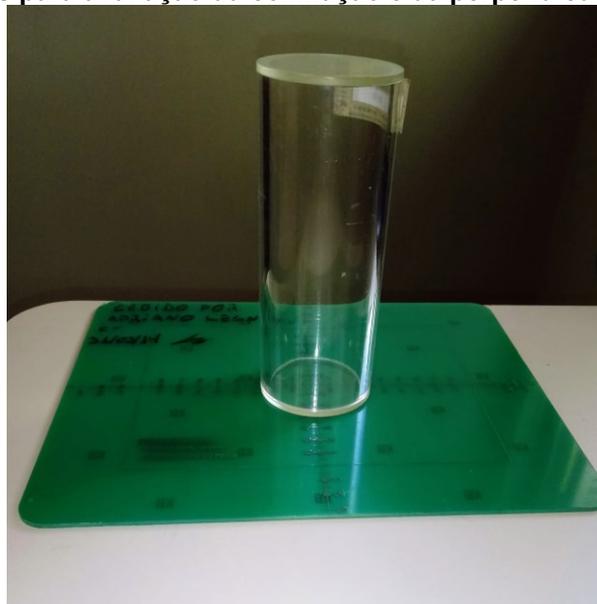
Figura 3 - Sensor modelo X2 R/F



Fonte: Autoria própria (2023).

Para os testes de exatidão do sistema de colimação e alinhamento do feixe central de raios X foram utilizados os dispositivos de teste de colimador e de alinhamento vertical de feixe da marca MRA (Figura 4).

Figura 4 - Dispositivos para avaliação da colimação e da perpendicularidade do raio central



Fonte: Autoria própria (2023).

A seguir serão apresentadas as metodologias utilizadas para cada um dos testes realizados nesse trabalho.

3.1 Exatidão do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de Raios X

Metodologia

- Colocar a placa de imagem CR sobre um suporte adequado e sobre esse posicionar o dispositivo para teste de colimador;
- Garantir que o tubo de raios X está nivelado em relação ao o plano de medida;
- Centrar o campo luminoso no centro da lâmina e ajustar a dimensão do campo para que o retângulo marcado na placa coincida com os marcadores radiopacos nos quatro cantos;
- Colocar o dispositivo de teste de alinhamento vertical de feixe sobre a placa, de modo que coincida com o centro do dispositivo para teste de tamanho do campo;
- Posicionar o ponto focal a 1m do receptor;
- Fazer uma exposição com uma técnica radiográfica apropriada (exemplo 60 kV e 8 mAs);
- Abrir totalmente o colimador e fazer uma nova exposição;
- Processar a placa de imagem CR.

Cálculos e análise dos resultados

(1) Exatidão do sistema de colimação

- Medir a maior distância entre as bordas do campo luminoso e do campo de radiação;

(2) Alinhamento do feixe de raios X

- Verificar a localização, na imagem, da esfera do topo do cilindro, se a imagem estiver dentro do primeiro círculo, a inclinação é $< 1,5^\circ$ e se a imagem estiver entre o primeiro e o segundo círculo, a inclinação é $< 3^\circ$.

Tolerâncias

(1) Exatidão do sistema de colimação

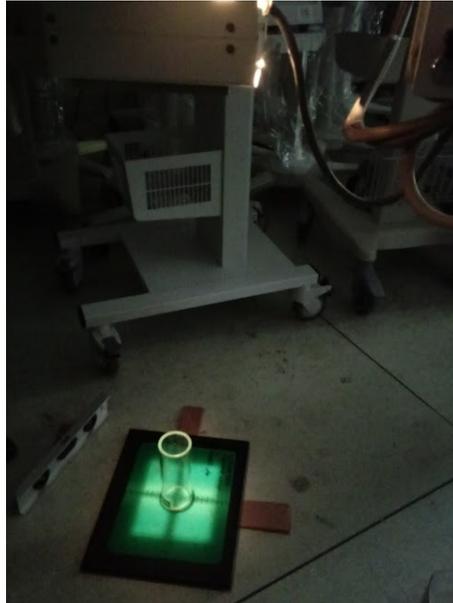
- A distância máxima entre o centro do campo luminoso e o centro do campo de radiação deve ser menor que 2% da distância foco-detector utilizada.

(2) Alinhamento do feixe de raios X

- O ângulo de inclinação em relação ao eixo central deve ser $< 3^\circ$.

A Figura 5 ilustra o posicionamento do sistema de avaliação da colimação e da perpendicularidade do raio central e da placa de imagem utilizado para o teste de exatidão do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X.

Figura 5 - Arranjo experimental para o teste de exatidão do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X



Fonte: Autoria própria (2023).

3.2 Camada Semirredutora

Metodologia

- Selecionar um valor de 80 kV (medido);
- Selecionar um valor de 20 a 40 mAs;
- Ajustar a distância foco-medidor entre 70 e 100 cm;
- Colimar o feixe para que esse cubra o volume sensível do detector de radiação, que deve estar no centro do campo de radiação;
- Preparar o sistema dosimétrico de acordo com as instruções do fabricante e esperar que esse se estabilize;
- Registrar a leitura e repetir duas vezes.

Cálculo e análise dos resultados

- O medidor de raios X utilizado informa diretamente qual o valor da CSR.

Tolerâncias

- Para um valor de 80kV, o valor da CSR deve ser maior que 2,9 mm Al (gerador de alta frequência).

A Figura 6 exibe a geometria utilizada para os seguintes testes: camada semirredutora, exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo, exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição, reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, rendimento do tubo, linearidade da taxa de kerma no ar e dose de entrada na pele.

Figura 6 - Posicionamento do sensor utilizado para os testes nos aparelhos de raios X móveis.



Fonte: Autoria própria (2023).

3.3 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

Metodologia

- Posicionar o sensor sobre o suporte no centro do feixe de raios X;
- Abrir o campo de luz, de forma que cubra toda a área sensível do sensor;
- Fixar um valor de tempo e de corrente e selecionar um valor de 80 kV;
- Efetuar pelo menos três exposições e registrar o valor medido em cada exposição;
- Repetir esse procedimento para outros 2 valores de tensão mais utilizados clinicamente.

Cálculos e análise dos resultados

(1) Exatidão

- Determinar, para cada valor de tensão, o desvio máximo (d) entre o valor nominal (L_{nom}) e os valores médios (L_{med}) utilizando a equação 1:

$$d(\%) = 100 \frac{L_{nom} - L_{med}}{L_{nom}} \quad (1)$$

(2) Reprodutibilidade

- Para cada valor selecionado de tensão, calcular o valor máximo ($L_{m\acute{a}x}$), e o valor mínimo ($L_{mín}$) entre as leituras de tensão obtidas
- Determinar para cada série de medida a reprodutibilidade $R(\%)$, utilizando a equação 2:

$$R(\%) = 100 \frac{L_{m\acute{a}x} - L_{mín}}{(L_{m\acute{a}x} + L_{mín})/2} \quad (2)$$

Tolerâncias

(1) Exatidão: deve ser $\leq 10 \%$.

(2) Reprodutibilidade: deve ser $\leq 5 \%$.

3.4 Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

Metodologia

- Posicionar o sensor sobre o suporte, no centro do feixe de raios X;
- Abrir o campo de luz, de forma que cubra toda a área sensível do sensor;
- Fixar um valor de tensão e de corrente (exemplo 80 kV, 200 mA) e selecionar um valor de tempo de exposição;
- Efetuar pelo menos três exposições e registrar o valor do tempo medido em cada exposição;
- Repetir esse procedimento para outros 2 valores de tempo selecionados.

Cculos e análise dos resultados

(1) Exatidão

- Determinar, para cada valor de tempo de exposição selecionado, o desvio máximo utilizando a equação 1.

(2) Reprodutibilidade

- Para cada valor selecionado de tempo de exposição, calcular a reprodutibilidade $R(\%)$ utilizando a equação 2.

Tolerâncias

(1) Exatidão: deve ser $\leq 10 \%$.

(2) Reprodutibilidade: deve ser $\leq 10 \%$.

O teste de exatidão do tempo de exposição foi aplicado somente nos equipamentos da marca Philips, pois são os únicos que permitem a seleção do tempo de exposição no painel de controle.

3.5 Reprodutibilidade da taxa de kerma no ar

Metodologia

- Posicionar o sensor sobre o suporte, no centro do feixe de raios X;
- Abrir o campo de luz, de forma que cubra toda a área sensível do medidor;
- Fixar um valor de tensão e selecionar um valor de mAs;
- Efetuar pelo menos três exposições e registrar o valor da leitura;
- Repetir esse procedimento para os demais valores de mAs selecionados.

Cálculos e análise dos resultados

- Para cada valor selecionado de mAs, calcular a reprodutibilidade $R(\%)$ utilizando a equação 2.

Tolerâncias

- Reprodutibilidade: deve ser $\leq 10 \%$.

3.6 Rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar

Metodologia

- Colocar o sensor a 100 cm do foco do tubo de raios X;
- Ajustar o campo de luz, de forma que cubra toda a área sensível do detector de radiação, que deve estar alinhado com o centro do feixe;
- Preparar o sistema dosimétrico de acordo com as instruções do fabricante e esperar que esse se estabilize;
- Selecionar o valor de 80 kV e um valor próximo de 10 mAs;
- Fazer uma exposição e registrar a leitura;
- Repetir a medição pelo menos três vezes;
- Manter a geometria e valor da tensão e realizar três medições para mais três valores de mAs.

Cálculos e análise dos resultados

(1) Rendimento

- Para cada valor de mAs escolhido, calcular o valor médio das leituras obtidas ($R_{médio}$);
- Calcular o valor do rendimento aplicando a equação 3:

$$R = \frac{R_{médio}}{mAs} \quad (3)$$

(2) Linearidade

- Selecionar o valor máximo ($R_{máx}$) e o valor mínimo ($R_{mín}$) de Rendimento obtidos em todos os valores de mAs selecionados e calcular a linearidade $L(\%)$ utilizando a equação 4:

$$L(\%) = 100 \frac{R_{máx} - R_{mín}}{(R_{máx} + R_{mín}) / 2} \quad (4)$$

Tolerâncias

- (1) Rendimento: deve estar entre 30 e 65 $\mu\text{Gy/mAs}$, a 1 metro para 80 kV e filtração total entre 2,5 mmAl e 5 mmAl.
- (2) Linearidade: deve ser $\leq 20 \%$.

3.7 Valores representativos de dose

Metodologia

- Solicitar ao técnico que forneça os parâmetros radiográficos (tensão, corrente, tempo, mAs, filtro adicional, tamanho de campo, ponto focal, distância foco filme) usados para os exames listados na Tabela 1;

Tabela 1 - Espessuras radiográficas, considerando um paciente adulto típico (massa de 60 kg a 75 kg e altura de 1,60 m a 1,75 m)

	Projeção radiográfica	Espessura (cm)
Abdome	AP	23
Tórax	PA	23

Nota: Foram considerados somente os exames de tórax e abdome, pois os equipamentos são utilizados somente em exames realizados no leito.

Fonte: BRASIL, (2005).

- Posicionar o sensor acima do suporte, de acordo com a tabela 1.
- Alinhar o sensor com a cúpula;
- Selecionar um tamanho de campo de referência, de forma a cobrir a área sensível do sensor;
- Realizar quatro exposições, para cada uma das projeções descritas na tabela 1, utilizando as técnicas radiográficas fornecidas;

- Determinar o valor da camada semirredutora para cada tensão utilizada nos exames.

Cálculos e análise dos resultados

- Calcular a dose de entrada na pele (DEP), utilizando a relação 5:

$$DEP = k_{ar} \times BSF \times F_C \quad (5)$$

Em que,

k_{ar} : leitura corrigida pela lei do inverso do quadrado da distância do kerma no ar.

BSF : fator de retro-espalhamento na água para a geometria e qualidade da radiação.

F_C : fator de calibração do sensor para a qualidade do feixe.

Tolerâncias

- Os valores obtidos devem estar de acordo com os níveis de referência apresentados na Tabela 2.

Tabela 2- Valores representativos de dose em radiodiagnóstico por radiografia para paciente adulto típico

Exame	Incidência	DEP (mGy)
Abdome	AP	10
Tórax	PA	0,4

Nota: Foram avaliados somente exames de tórax e abdome, pois os equipamentos são utilizados somente em exames realizados no leito.

Fonte: Instrução Normativa n.º 90, de 27 de maio de 2021, (BRASIL, 2021).

Por fim, o desempenho das diferentes marcas/modelos nos testes de exatidão da tensão do tubo, reprodutibilidade da tensão do tubo, reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, reprodutibilidade do tempo de exposição e rendimento do tubo foram comparados utilizando as ferramentas estatísticas do software Jamovi de Análise de Variância (ANOVA) e post-hoc teste de comparações múltiplas de médias de Tukey, sendo adotado um nível de significância α de 0,05.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Testes de controle de qualidade

Nas tabelas a seguir foram apresentados os dados coletados nos testes de controle de qualidade e as análises dos resultados de acordo com a IN n.º 90 (BRASIL, 2022). Vale destacar que todos os valores obtidos serão utilizados como linha de base para testes futuros.

4.1.1 Exatidão do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de Raios X

A Tabela 3 exibe os resultados obtidos a partir da medida da exatidão do sistema de colimação e alinhamento do feixe de raios X avaliados conforme tolerância da IN n.º 90 (BRASIL, 2021). Segundo a Tabela 3, observa-se que houve duas não conformidades no teste de exatidão do sistema de colimação. Com base no resultado, foi acionada a engenharia clínica para ser feita uma manutenção nesses dois equipamentos, e, após os devidos ajustes no dispositivo de limitação, o teste foi realizado novamente e ambos apresentaram resultados aceitáveis (conformes).

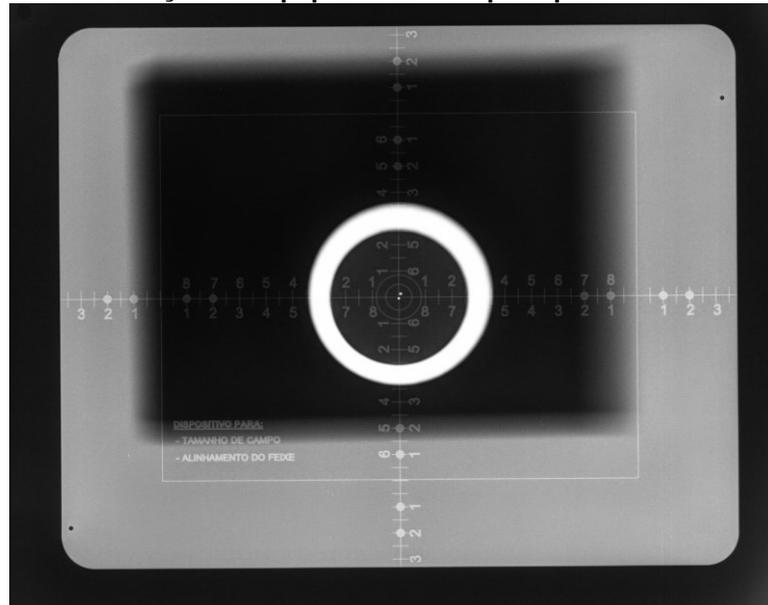
Tabela 3– Resultados dos testes de exatidão do sistema de colimação e alinhamento do feixe de raios X e a tolerância da IN n.º 90

Aparelho	Inclinação (°)	Tolerância (< 3,0°)	Coincidência entre campos (cm)	Tolerância (< 2,0 cm)
Siemens	1,5	CONFORME	1	CONFORME
Philips 1	1,5	CONFORME	2,5	NÃO CONFORME
Philips 2	1,5	CONFORME	2,5	NÃO CONFORME
Philips 3	1,5	CONFORME	1,5	CONFORME
Philips 4	1,5	CONFORME	1,5	CONFORME
Shimadzu 1	1,5	CONFORME	0,5	CONFORME
Shimadzu 2	1,5	CONFORME	0,5	CONFORME
Shimadzu 3	1,5	CONFORME	0,5	CONFORME
Shimadzu 4	1,5	CONFORME	0,5	CONFORME
Shimadzu 5	1,5	CONFORME	0	CONFORME

Fonte: Autoria própria (2023).

A Figura 7 exibe uma das imagens obtidas no teste de colimação e perpendicularidade do feixe nos equipamentos Philips Aquilla Plus - 300 em que se evidencia o desalinhamento entre as bordas do colimador e do campo luminoso.

Figura 7 - Imagem de coincidência de campos em desacordo no teste de exatidão do sistema de colimação no equipamento Philips Aquilla Plus - 300



Fonte: Autoria própria (2023).

4.1.2 Camada Semirredutora

A Tabela 4 exibe os resultados obtidos para o teste da camada semirredutora avaliado conforme tolerância da IN n.º 90 (BRASIL, 2021), mostrando que todos os 10 aparelhos apresentaram conformidade quando avaliados ao critério estabelecido. É importante ressaltar que uma camada semirredutora acima do limite mínimo proposto está relacionada a uma adequada filtração do feixe e por consequência uma adequada dose no paciente.

Tabela 4– Parâmetros utilizados e resultados do teste da camada semirredutora e a tolerância da IN n.º 90

Aparelho	Valores nominais		CSR medida (mm Al)	Tolerância (> 2,9 mm Al)
	Tensão (kV)	mAs		
Siemens	80	20	3,10	CONFORME
Philips 1	80	20	3,78	CONFORME
Philips 2	80	20	3,98	CONFORME
Philips 3	80	20	3,65	CONFORME
Philips 4	80	20	3,82	CONFORME
Shimadzu 1	80	20	3,57	CONFORME
Shimadzu 2	80	20	3,51	CONFORME
Shimadzu 3	80	20	3,55	CONFORME
Shimadzu 4	80	20	3,56	CONFORME
Shimadzu 5	80	20	3,56	CONFORME

Fonte: Autoria própria (2023).

4.1.3 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

Nas Tabelas 5, 6 e 7 são apresentados os dados coletados para o teste de exatidão e reprodutibilidade do tubo, e suas respectivas médias calculadas, dos equipamentos Siemens Polymobil Plus (Tabela 5), Shimadzu MUX -10 -MobileArt Eco (Tabela 6) e Philips Aquilla Plus - 300 (Tabela 7).

Tabela 5– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo no equipamento Siemens Polymobil Plus

Aparelho	Valores nominais		Valores medidos			Média
	Tensão (kV)	mAs	Tensão (kV)			Tensão (kV)
Siemens	50	8	50,4	50,6	50,2	50,4
		40	50,3	50,3	50,4	50,3
	66	6,4	64,7	65,1	65,4	65,1
		32	65,2	65,3	65,3	65,3
	81	4	79,6	78,6	79,1	79,1
		20	80	79,9	80,1	80,0

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 6– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo nos equipamentos Shimadzu MUX-10 -MobileArt Eco

Aparelho	Valores nominais		Valores medidos			Média	
	Tensão (kV)	mAs	Tensão (kV)			Tensão (kV)	
Shimadzu 1	50	8	49,3	49,3	49,5	49,4	
		40	49,6	49,5	49,5	49,5	
	65	6,3	63,9	63,9	64,1	64,0	
		32	64	64	64,1	64,0	
	80	4	78,6	78,5	78,9	78,7	
		20	78,7	78,6	78,6	78,6	
	Shimadzu 2	50	8	48,6	48,5	48,3	48,5
			40	48,7	48,5	48,6	48,6
		65	6,3	63,1	63	63,2	63,1
			32	63,1	63,3	63,2	63,2
		80	4	77,9	77,7	77,7	77,8
			20	77,9	78	77,8	77,9
Shimadzu 3		50	8	48,9	49	48,8	48,9
			40	49,1	49,1	49	49,1
		65	6,3	63,4	63,6	63,6	63,5
			32	63,7	63,6	63,8	63,7
		80	4	77,7	78,4	78,2	78,1
			20	78,5	78,5	78,3	78,4
	Shimadzu 4	50	8	48,5	48,8	48,7	48,7
			12	48,9	48,8	48,9	48,9
		60	8	58,7	58,9	58,8	58,8
			12	58,7	58,8	58,8	58,8
		80	10	77,7	77,8	77,8	77,8
			16	77,7	77,9	77,8	77,8
Shimadzu 5		50	8	49,4	49,2	49,6	49,4
			40	49,7	49,7	49,8	49,7
		65	6,3	64,1	64,2	64,3	64,2
			32	64,3	64,2	64,2	64,2
		80	4	79,5	79,7	79,7	79,6
			20	78,9	79	78,9	78,9

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 7– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo nos equipamentos Philips Aquilla Plus - 300

Aparelho	Valores nominais			Valores medidos		Média
	Corrente (mA)	Tensão (kV)	mAs	Tensão (kV)		Tensão (kV)
Philips 1	100	50	8	50,4	50,5	50,5
			12	50,5	50,6	50,6
	50	65	8	65,5	65,4	65,5
			12	65,3	65,3	65,3
	200	80	10	80,4	80,8	80,6
			16	80,6	80,7	80,7
Philips 2	100	50	8	49,8	49,9	49,9
			12	49,7	49,8	49,8
	50	65	8	64,7	64,6	64,7
			12	64,7	64,6	64,7
	200	80	10	79,8	80,1	80,0
			16	79,8	79,9	79,9
Philips 3	100	50	8	49,7	49,7	49,7
			12	49,9	49,8	49,9
	50	65	8	64,7	64,6	64,7
			12	64,7	64,6	64,7
	200	80	10	79,8	79,6	79,7
			16	79,6	79,7	79,7
Philips 4	100	50	8	49,6	49,6	49,6
			12	49,5	49,7	49,6
	50	65	8	64,6	64,6	64,6
			12	64,6	64,5	64,6
	200	80	10	79,6	79,6	79,6
			16	79,6	79,9	79,8

Fonte: Autoria própria (2023).

Na Tabela 8 são apresentados os resultados obtidos a partir da medida da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo avaliados conforme tolerância da IN n.º 90 (BRASIL,2021). Portanto, pode-se observar que todos os 10 equipamentos apresentaram valores adequados de exatidão e reprodutibilidade, estando em conformidade com a norma estabelecida.

Tabela 8– Resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo e a tolerância da IN n.º 90

Aparelho	Exatidão (%)	Tolerância ($\leq 10\%$)	Reprodutibilidade (%)	Tolerância ($\leq 5\%$)
Siemens	2,35%	CONFORME	1,26%	CONFORME
Philips 1	1,10%	CONFORME	0,50%	CONFORME
Philips 2	0,54%	CONFORME	0,38%	CONFORME
Philips 3	0,60%	CONFORME	0,25%	CONFORME
Philips 4	0,80%	CONFORME	0,40%	CONFORME
Shimadzu 1	1,71%	CONFORME	0,51%	CONFORME
Shimadzu 2	3,07%	CONFORME	0,62%	CONFORME
Shimadzu 3	2,37%	CONFORME	0,90%	CONFORME
Shimadzu 4	2,79%	CONFORME	0,62%	CONFORME
Shimadzu 5	1,33%	CONFORME	0,81%	CONFORME

Fonte: Autoria própria (2023).

4.1.4 Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

Nas Tabelas 9, 10 e 11 são apresentados os dados coletados para o teste de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição, e suas respectivas médias calculadas, dos equipamentos Siemens Polymobil Plus (Tabela 9), Shimadzu MUX - 10 - MobileArt Eco (Tabela 10) e Philips Aquilla Plus - 300 (Tabela 11).

Tabela 9– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade do tempo de exposição no equipamento Siemens Polymobil Plus

Aparelho	Valores nominais		Valores medidos			Média
	Tensão (kV)	mAs	Tempo (ms)			Tempo (ms)
Siemens	50	8	39,1	39,2	39,2	39,2
		40	211,4	211,4	211,3	211,4
	66	6,4	26,6	26,7	26,6	26,6
		32	142,3	142,2	142,3	142,3
	81	4	20,2	20,1	20,1	20,1
		20	101	101	101	101,0

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 10– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade do tempo de exposição nos equipamentos Shimadzu MUX-10 -MobileArt Eco

Aparelho	Valores nominais		Valores medidos			Média	
	Tensão (kV)	mAs	Tempo (ms)			Tempo (ms)	
Shimadzu 1	50	8	46,7	46,7	46,7	46,7	
		40	237,5	237,3	237	237,3	
	65	6,3	36,2	36,1	36,1	36,1	
		32	189,1	189	189,4	189,2	
	80	4	23,3	23,3	23,1	23,2	
		20	151,7	151,6	151,6	151,5	
	Shimadzu 2	50	8	48,3	48,2	48,2	48,2
			40	238	237,7	237,9	237,9
65		6,3	37,6	37,6	37,4	37,5	
		32	190,2	189,8	189,8	189,9	
80		4	24,3	24,3	24,2	24,3	
		20	153	153	153,2	153,1	
Shimadzu 3		50	8	50,7	50,5	50,4	50,5
			40	242,8	243,2	242,9	243,0
	65	6,3	39,6	39,7	39,8	39,7	
		32	194,5	194,7	194,6	194,6	
	80	4	25,8	25,8	25,8	25,8	
		20	157,6	157,6	157,7	157,6	
	Shimadzu 4	50	8	49,9	50,1	50	50,0
			12	76,9	76,8	76,9	76,9
60		8	49,9	50,5	50,2	50,2	
		12	77,4	77,6	77,5	77,5	
80		10	62,3	62,2	62,3	62,3	
		16	98,1	97,8	98	98,0	
Shimadzu 5		50	8	51,8	52	52,1	52,0
			40	243,7	243,2	243,4	243,4
	65	6,3	40,9	41,1	41,3	41,1	
		32	195,4	195,7	195,8	195,6	
	80	4	27,1	26,8	27,1	27,0	
		20	158	158,3	158,2	158,2	

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 11– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição nos equipamentos Philips Aquilla Plus - 300

Aparelho	Valores nominais			Valores medidos		Média
	Corrente (mA)	Tensão (kV)	Tempo (ms)	Tempo (ms)		Tempo (ms)
Philips 1	100	50	80	79,9	79,8	79,9
	100	60	80	79,9	79,9	79,9
	100	50	120	119,9	119,9	119,9
	100	60	120	119,9	120	120,0
	50	55	160	160,1	160	160,1
	50	65	160	160,2	160,2	160,2
Philips 2	100	50	80	81,1	81,2	81,2
	100	60	80	81,3	81,2	81,3
	100	50	120	121,7	121,7	121,7
	100	60	120	121,9	122	122,0
	50	55	160	162,6	162,6	162,6
	50	65	160	162,6	162,7	162,7
Philips 3	100	50	80	79,7	79,8	79,8
	100	70	80	80,1	80,1	80,1
	100	50	120	119,7	119,8	119,8
	100	70	120	120,1	120,2	120,2
	50	55	160	160,1	160,1	160,1
	50	65	160	160,1	160,1	160,1
Philips 4	100	50	80	84,3	84,2	84,3
	100	60	80	84,3	84,4	84,4
	100	50	120	124,9	124,9	124,9
	100	60	120	125	125	125,0
	50	55	160	165,8	165,7	165,8
	50	65	160	165,9	165,9	165,9

Fonte: Autoria própria (2023).

Na Tabela 12 são apresentados os resultados obtidos a partir da medida da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição avaliados conforme tolerância das IN n.º 90 (BRASIL,2021). Os resultados obtidos estão dentro da conformidade com o critério avaliado, tanto no teste de exatidão, nos quatro equipamentos em que a aplicação foi possível, quanto no teste de reprodutibilidade.

Tabela 12– Resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição e a tolerância da IN n.º 90

Aparelho	Exatidão (%)	Tolerância ($\leq 10\%$)	Reprodutibilidade (%)	Tolerância ($\leq 10\%$)
Siemens	NÃO SE APLICA	CONFORME	0,50%	CONFORME
Philips 1	0,19%	CONFORME	0,13%	CONFORME
Philips 2	1,66%	CONFORME	0,12%	CONFORME
Philips 3	0,31%	CONFORME	0,13%	CONFORME
Philips 4	5,44%	CONFORME	0,12%	CONFORME
Shimadzu 1	NÃO SE APLICA	CONFORME	0,86%	CONFORME
Shimadzu 2	NÃO SE APLICA	CONFORME	0,53%	CONFORME
Shimadzu 3	NÃO SE APLICA	CONFORME	0,59%	CONFORME
Shimadzu 4	NÃO SE APLICA	CONFORME	1,20%	CONFORME
Shimadzu 5	NÃO SE APLICA	CONFORME	1,11%	CONFORME

Fonte: Autoria própria (2023).

4.1.5 Reprodutibilidade da taxa de kerma no ar

Nas Tabelas 13, 14 e 15 são apresentados os dados coletados para o teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, e suas respectivas médias calculadas, dos equipamentos Siemens Polymobil Plus (Tabela 13), Shimadzu MUX -10 - MobileArt Eco (Tabela 14) e Philips Aquilla Plus - 300 (Tabela 15).

Tabela 13– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar no equipamento Siemens Polymobil Plus

Aparelho	Valores nominais		Valores medidos			Média
	Tensão (kV)	mAs	Kerma (μGy)			Kerma (μGy)
Siemens	50	8	152,8	153	153,1	153,0
		40	759,9	760	759,3	759,7
	66	6,4	238,8	239,2	238,5	238,8
		32	1168	1168	1168	1168,0
	81	4	230,4	230,1	230,4	230,3
		20	1127	1125	1127	1126,3

Fonte: Aatoria própria (2023).

Tabela 14– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar nos equipamentos Shimadzu MUX-10 -MobileArt Eco

Aparelho	Valores nominais		Valores medidos			Média	
	Tensão (kV)	mAs	Kerma (μGy)			Kerma (μGy)	
Shimadzu 1	50	8	106,4	106,8	106,5	106,6	
		40	538,8	538,3	538,5	538,5	
	65	6,3	163,3	163,3	163,6	163,4	
		32	843,4	843	844,8	843,7	
	80	4	163,8	164,4	164	164,1	
		20	838	838,3	837	837,8	
	Shimadzu 2	50	8	99,78	99,38	99,5	99,6
			40	503,6	503,3	503,6	503,5
65		6,3	155,8	155,4	155,4	155,5	
		32	803	802,2	802,4	802,5	
80		4	158	157,8	157,2	157,7	
		20	802,9	802,1	803,4	802,8	
Shimadzu 3		50	8	104,2	103,8	104,1	104,0
			40	529,8	531	529,7	530,2
	65	6,3	159,6	160,7	161,2	160,5	
		32	834,8	836,5	835,5	835,6	
	80	4	161,6	161,7	161,9	161,7	
		20	832,6	832,4	832,7	832,6	
	Shimadzu 4	50	8	99,06	99,61	99,34	99,3
			12	156,4	155,9	156,15	156,2
60		8	162,9	163,6	163,25	163,3	
		12	256	256,6	256,3	256,3	
80		10	398,3	399,4	398,85	398,9	
		16	641,1	641,1	641,1	641,1	
Shimadzu 5		50	8	107,4	107,2	107,2	107,3
			40	540	540,3	539,1	539,8
	65	6,3	162,9	162,5	163,5	163,0	
		32	837,6	839,1	839,8	838,8	
	80	4	163,5	164,2	164	163,9	
		20	830,7	831,6	832,3	831,5	

Fonte: Aatoria própria (2023).

Tabela 15– Parâmetros utilizados e medidas obtidas no teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar nos equipamentos Philips Aquilla Plus - 300

Aparelho	Valores nominais			Valores medidos		Média
	Corrente (mA)	Tensão (kV)	mAs	Kerma (μGy)		Kerma (μGy)
Philips 1	100	50	8	111,3	112	111,7
			12	167,6	167,9	167,8
	50	65	8	243,6	243,8	243,7
			12	363,8	363,6	363,7
	200	80	10	456,3	456,9	456,6
			16	730	729,3	729,7
Philips 2	100	50	8	99,09	99,16	99,1
			12	147,7	147,7	147,7
	50	65	8	210	209,8	209,9
			12	313,6	313,2	313,4
	200	80	10	411	411,9	411,5
			16	657,2	657,6	657,4
Philips 3	100	50	8	142,9	142,4	142,7
			12	211,6	210,4	211,0
	50	65	8	310,9	309,2	310,1
			12	459,8	459,8	459,8
	200	80	10	545	545,7	545,4
			16	867,8	872,4	870,1
Philips 4	100	50	8	121,2	121,3	121,3
			12	179,8	179,9	179,9
	50	65	8	252,2	253,4	252,8
			12	375	374,6	374,8
	200	80	10	486,8	490	488,4
			16	776,6	778,7	777,7

Fonte: Autoria própria (2023).

Na Tabela 16 têm-se os resultados obtidos a partir da medida da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar avaliados conforme tolerância da IN n.º 90 (BRASIL, 2021). Os 10 equipamentos apresentaram valores satisfatórios, estando em conformidade com a referida norma.

Tabela 16– Resultados dos testes de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar e tolerância da IN n.º 90

Aparelho	Reprodutibilidade (%)	Tolerância ($\leq 10\%$)
Siemens	0,29%	CONFORME
Philips 1	0,63%	CONFORME
Philips 2	0,22%	CONFORME
Philips 3	0,57%	CONFORME
Philips 4	0,66%	CONFORME
Shimadzu 1	0,38%	CONFORME
Shimadzu 2	0,51%	CONFORME
Shimadzu 3	1,00%	CONFORME
Shimadzu 4	0,55%	CONFORME
Shimadzu 5	0,61%	CONFORME

Fonte: Autoria própria (2023).

4.1.6 Rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar

Nas Tabelas 17, 18 e 19 são apresentados os dados coletados para o teste do rendimento do tubo, e suas respectivas médias calculadas, dos equipamentos Siemens Polymobil Plus (Tabela 17), Shimadzu MUX -10 - MobileArt Eco (Tabela 18) e Philips Aquilla Plus - 300 (Tabela 19).

Tabela 17– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar no equipamento Siemens Polymobil Plus

Aparelho	Valores nominais		Valores medidos			Média
	Tensão (kV)	mAs	Kerma (μGy)			Kerma (μGy)
Siemens	81	5	286,5	286,6	287,2	286,8
		10	567,1	566,2	566,7	566,7
		20	1128	1126	1128	1127,3
		40	2251	2250	2250	2250,3

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 18– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar nos equipamentos Shimadzu MUX-10 -MobileArt Eco

Aparelho	Valores nominais		Valores medidos			Média
	Tensão (kV)	mAs	Kerma (μGy)			Kerma (μGy)
Shimadzu 1	80	5	205,4	204,9	205,3	205,2
		10	415,9	414,6	417	415,8
		20	838,6	837,7	838,1	838,1
		40	1679	1680	1679	1679,3
Shimadzu 2	80	5	197,6	196,4	197,3	197,1
		10	397,4	398,7	398,6	398,2
		20	801	801	800,9	801,0
		40	1608	1606	1607	1607,0
Shimadzu 3	80	5	203,3	202,4	203,3	203,0
		10	410,5	440,3	412,1	421,0
		20	834,5	834,2	834,6	834,4
		40	1672	1675	1676	1674,3
Shimadzu 4	80	10	396	397,6	396,8	396,8
		20	801,7	802,1	801,9	801,9
		30	1286	1286	1286	1286,0
		40	1612	1609	1610,5	1610,5
Shimadzu 5	80	5	205,4	205,1	204,5	205,0
		10	413,1	412,9	413,4	413,1
		20	828,4	829,9	830,8	829,7
		40	1665	1666	1665	1665,3

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 19– Parâmetros utilizados e medidas obtidas nos testes de rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar nos equipamentos Philips Aquilla Plus - 300

Aparelho	Valores nominais		Valores medidos		Média
	Tensão (kV)	mAs	Kerma (μGy)		Kerma (μGy)
Philips 1	80	10	458,6	458,6	458,6
		20	924,1	925	924,6
		30	1410	1414	1412,0
		40	1924	1911	1917,5
Philips 2	80	10	413,1	415,1	414,1
		20	825,5	826,4	826,0
		30	1237	1238	1237,5
		40	1649	1649	1649,0
Philips 3	80	5	273,3	273	273,2
		10	547,6	544,4	546,0
		20	1076	1081	1078,5
		40	2125	2131	2128,0
Philips 4	80	10	490,5	492,3	491,4
		20	975,2	974,6	974,9
		30	1474	1473	1473,5
		40	1978	1978	1978,0

Fonte: Autoria própria (2023).

Na Tabela 20 são apresentados os resultados obtidos nos testes de rendimento do tubo, sendo mostrados os valores máximos e mínimos obtidos para cada equipamento, e linearidade da taxa de kerma no ar avaliados conforme tolerância das IN n.º 90 (BRASIL, 2021). Os 10 equipamentos apresentaram valores adequados de rendimento e linearidade, estando em conformidade.

Tabela 20– Resultados dos testes de rendimento do tubo e linearidade da taxa de kerma no ar e a tolerância da IN n.º 90

Aparelho	R($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$)		Tolerância ($30 \leq R \leq 65$)	Linearidade (%)	Tolerância ($\leq 20\%$)
	Máximo	Mínimo			
Siemens	57,35	56,26	CONFORME	1,28%	CONFORME
Philips 1	47,94	45,86	CONFORME	2,93%	CONFORME
Philips 2	41,41	41,23	CONFORME	0,30%	CONFORME
Philips 3	54,63	53,20	CONFORME	1,76%	CONFORME
Philips 4	49,45	48,75	CONFORME	0,95%	CONFORME
Shimadzu 1	41,98	41,04	CONFORME	1,51%	CONFORME
Shimadzu 2	40,18	39,42	CONFORME	1,26%	CONFORME
Shimadzu 3	42,10	40,60	CONFORME	2,40%	CONFORME
Shimadzu 4	42,87	39,68	CONFORME	5,08%	CONFORME
Shimadzu 5	41,63	41,00	CONFORME	1,02%	CONFORME

Fonte: Autoria própria (2023).

4.1.7 Valores representativos de dose

As Tabela 21 e 22 exibe os resultados obtidos a partir da medida da dose de entrada na pele avaliados conforme tolerância da IN n.º 90 (BRASIL, 2021). Foram avaliados somente exames realizados no leito, conforme a Tabela 21, para o exame de abdome incidência AP, os dez equipamentos apresentaram valores abaixo da referência máxima, estando em conformidade. Já na Tabela 22, é mostrado que os valores obtidos para o exame de tórax PA se encontram bem próximos da referência máxima, porém como nenhum ultrapassou esse valor foram, todos os equipamentos foram considerados em conformidade com o critério avaliado.

Tabela 21– Parâmetros utilizados e resultados obtidos no teste de Dose de Entrada na Pele para exame de abdome incidência AP

Aparelho	Valores nominais		Valor medido	DEP (mGy)	Referência máxima (10 mGy)
	Tensão (kV)	mAs	Kerma (μ Gy)		
Siemens	96	8	0,65	1,47	CONFORME
Philips 1	95	8	0,53	1,21	CONFORME
Philips 2	95	8	0,49	1,11	CONFORME
Philips 3	95	8	0,63	1,44	CONFORME
Philips 4	95	8	0,58	1,31	CONFORME
Shimadzu 1	95	8	0,48	1,09	CONFORME
Shimadzu 2	95	8	0,46	1,05	CONFORME
Shimadzu 3	95	8	0,48	1,09	CONFORME
Shimadzu 4	95	8	0,46	1,05	CONFORME
Shimadzu 5	95	8	0,47	1,08	CONFORME

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 22– Parâmetros utilizados e resultados obtidos no teste de Dose de Entrada na Pele para exame de tórax incidência PA

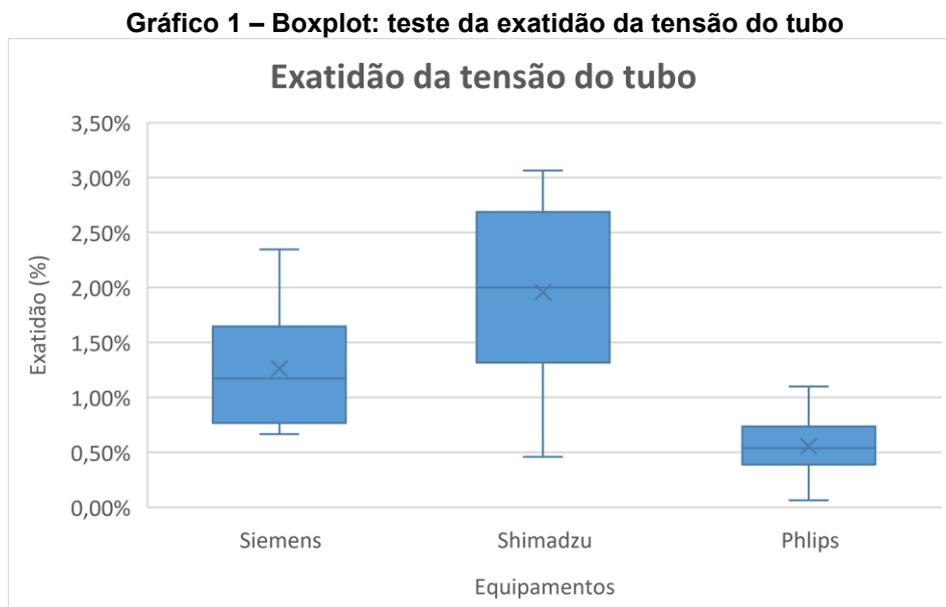
Aparelho	Valores nominais		Valor medido	DEP (mGy)	Referência máxima (0,4 mGy)
	Tensão (kV)	mAs	Kerma (μ Gy)		
Siemens	85	2,5	0,16	0,37	CONFORME
Philips 1	90	3	0,17	0,39	CONFORME
Philips 2	90	3	0,16	0,37	CONFORME
Philips 3	90	2	0,14	0,32	CONFORME
Philips 4	90	3	0,18	0,4	CONFORME
Shimadzu 1	90	3,2	0,17	0,38	CONFORME
Shimadzu 2	90	3,2	0,16	0,37	CONFORME
Shimadzu 3	90	3,2	0,17	0,38	CONFORME
Shimadzu 4	90	3,2	0,16	0,37	CONFORME
Shimadzu 5	90	3,2	0,17	0,38	CONFORME

Fonte: Autoria própria (2023).

4.2 Comparação entre as marcas/modelos

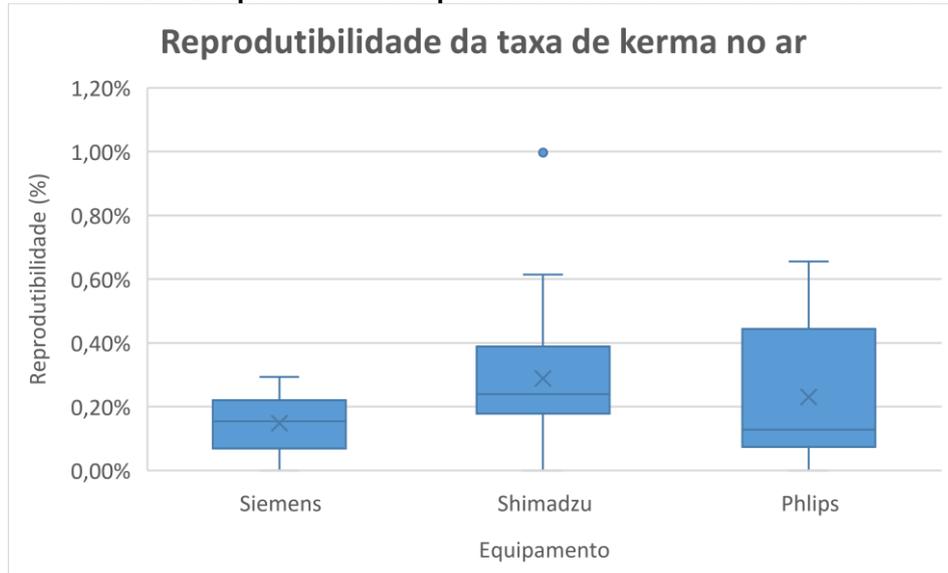
Na comparação entre os desempenhos obtidos pelas diferentes marcas/modelos, observou-se em 2 dos 5 testes comparados (exatidão da tensão e reprodutibilidade da tensão) um melhor desempenho dos aparelhos Philips em relação aos da Shimadzu e da Siemens. No teste de reprodutibilidade do tempo de exposição, verificou-se um melhor desempenho dos aparelhos Philips em relação aos da Shimadzu, no teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar não se observou uma diferença estatística ($p > 0,05$) no desempenho dos diferentes modelos/marcas, e no teste de rendimento do tubo, observou-se que os equipamentos Shimadzu foram os que apresentaram os valores mais baixos de rendimento do tubo.

O Gráfico 1 exemplifica os testes em que se verificaram um melhor desempenho dos aparelhos Philips. Nesse caso, no teste da exatidão da tensão do tubo, seus resultados foram menores, o que significa uma maior exatidão em relação aos da Shimadzu e da Siemens.



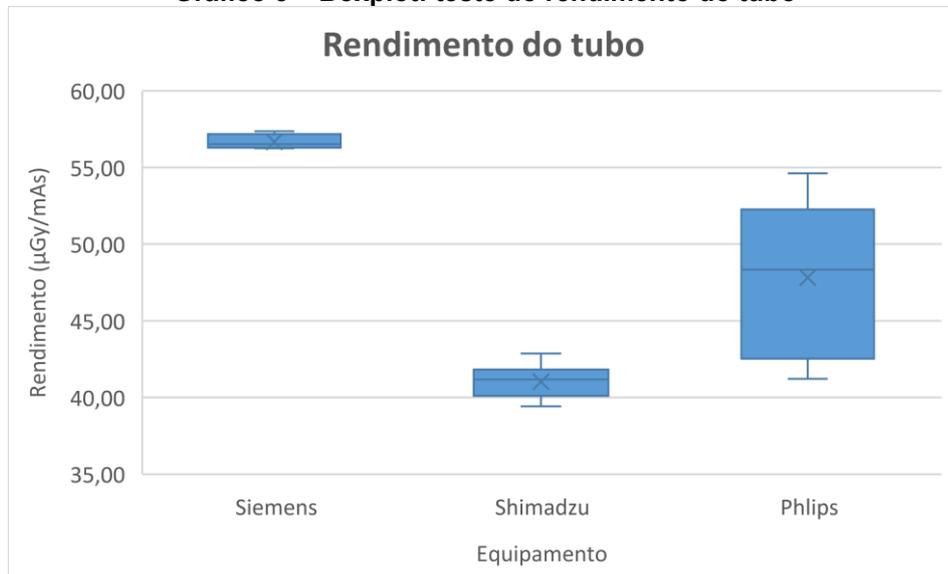
Fonte: Autoria própria (2023).

O Gráfico 2 mostra o teste em que não foi verificada uma diferença no desempenho dos diferentes modelos/marcas, pois verifica-se que as faixas de valores obtidos de reprodutibilidade de taxa de kerma no ar se sobrepõem ($p > 0,05$ na comparação estatística).

Gráfico 2 – Boxplot: teste da reprodutibilidade de taxa de kerma no ar

Fonte: Autoria própria (2023).

O Gráfico 3 apresenta a análise dos resultados do teste de rendimento do tubo, na qual pode-se identificar qual grupo de equipamentos obteve os maiores (Siemens) e o menores (Shimadzu) valores de rendimento.

Gráfico 3 – Boxplot: teste do rendimento do tubo

Fonte: Autoria própria (2023).

A Tabela 23 apresenta o resultado do teste ANOVA, e observa-se que a Análise de Variância indicou diferença estatística significativa entre as marcas/modelos nos testes de exatidão da tensão, reprodutibilidade da tensão, reprodutibilidade do tempo de exposição, reprodutibilidade da taxa de kerma no ar e rendimento do tubo ($p < 0,05$), porém a diferença encontrada no teste de

reprodutibilidade da taxa de kerma no ar não foi estatisticamente significativa ($p > 0.05$).

Tabela 23- Resultados da Análise de Variância (ANOVA)

Teste	p-value
Exatidão da tensão	<0,001
Reprodutibilidade da tensão	0,007
Reprodutibilidade do tempo de exposição	<0,001
Reprodutibilidade da taxa de kerma no ar	0,063*
Rendimento do tubo	<0,001

Nota: *Valores não significativos, com p acima do nível de significância (α) de 0,05 estabelecido.

Fonte: Autoria própria (2023).

A Tabela 24 mostra os resultados da aplicação do post-hoc teste de Tukey nos testes em que foi observada diferença estatística no teste ANOVA. Observa-se que os três grupos de aparelhos se diferenciam estatisticamente entre si nos testes de exatidão da tensão, reprodutibilidade da tensão e rendimento do tubo, já no teste de reprodutibilidade do tempo de exposição localizou-se uma diferença somente entre os aparelhos da Philips e os da Shimadzu.

Tabela 24- Resultados do Teste de Tukey

Comparação	p-value			
	Exatidão da tensão	Reprodutibilidade da tensão	Reprodutibilidade do tempo de exposição	Rendimento do tubo
Equipamentos				
Siemens -Shimadzu	0,022	0,0010	0,358*	<0,001
Siemens- Philips	0,023	<0,001	0,324*	<0,001
Shimadzu- Philips	<0,001	0,032	<0,001	<0,001

Nota: *Valores não significativos, com p acima do nível de significância (α) de 0,05 estabelecido.

Fonte: Autoria própria (2023).

Com base nos dados e resultados, sugerem-se duas possíveis razões para o melhor desempenho dos aparelhos Philips obtido em alguns dos testes: a primeira, seria o fato dos equipamentos da Philips terem sido fabricados em 2011, e os da Siemens em 2007, estando mais tempo em uso no hospital, o que pode ter ocasionado desgastes do tubo de raios X ou do sistema em geral nesses equipamentos; e a segunda, em relação aos da Shimadzu, seria que, embora estes apresentem um período de fabricação mais recente, 2019, eles são usados em setores com maiores demandas de exames, e o maior uso pode ter influenciado nos resultados dos testes. Por fim, ressalta-se que as três marcas/modelos se mostraram de acordo com os padrões de qualidade estabelecidos, e as diferenças de desempenho encontradas em

alguns testes, apesar de estatisticamente significativas, não resultam, de forma geral, em diferenças práticas de funcionamento entre os equipamentos no serviço de radiodiagnóstico do hospital.

5 CONCLUSÃO

Considerando a importância da garantia de qualidade no radiodiagnóstico para que sejam produzidas imagens com qualidade suficientemente elevada para a obtenção de diagnósticos corretos, com a mínima exposição do paciente à radiação ionizante, neste trabalho avaliou-se a qualidade e o funcionamento dos equipamentos de raios X móveis pertencentes a um hospital universitário de grande porte, por meio da aplicação dos testes de controle de qualidade determinados na instrução normativa, bem como verificou-se a influência das diferentes marcas/modelos dos equipamentos nos indicadores de qualidade.

Após a realização dos testes de controle de qualidade, os resultados obtidos pelos equipamentos foram avaliados conforme as respectivas tolerâncias estabelecidas na legislação, e de maneira geral, os equipamentos apresentaram respostas adequadas, significando um bom desempenho e funcionamento, com exceção das inconformidades encontradas no teste de exatidão do sistema de colimação que necessitaram de manutenção corretiva. Além disso, os resultados foram documentados para o programa de garantia de qualidade em radiodiagnóstico do hospital, para serem utilizados como valores de referência para testes e análises futuras pertinentes às máquinas analisadas.

Com relação a comparação entre os desempenhos obtidos pelas diferentes marcas/modelos, as análises estáticas mostraram um melhor desempenho dos aparelhos Philips em relação aos das Shimadzu e da Siemens em alguns dos testes avaliados, resultados que podem ser devidos as diferenças de tempos de fabricação, entre essas máquinas e a da Siemens, e ao uso mais intenso dos equipamentos Shimadzu dentro do hospital. Entretanto, as três marcas/modelos se mostraram de acordo com os padrões de qualidade estabelecidos, e as diferenças de desempenho encontradas em alguns testes, apesar de estatisticamente significativas, não resultam, de forma geral, em diferenças práticas de funcionamento entre os equipamentos no serviço de radiodiagnóstico do hospital.

Dessa forma, conclui-se que os equipamentos de raios X móveis avaliados nesse estudo, independentemente dos tipos de fabricantes, apresentaram boas condições de funcionamento e uso, estando de acordo a legislação sanitária vigente no Brasil.

REFERÊNCIAS

- BRASIL. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA- ANVISA. **Resolução – RDC 611, de 09 de março de 2022**. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista. Diário Oficial da União, Brasília, DF, 16 março de 2022.
- BRASIL. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA - ANVISA. **Instrução Normativa n. 90 de 27 de maio de 2021**. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de radiografia médica convencional, e dá outras providências. Brasília, 31 mai. 2021.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico médico: desempenho de equipamentos e segurança**. Brasília: Editora Anvisa; 2005.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. **Portaria SVS/MS Nº 453**, de 1 de Junho de 1998.
- BOONE J. M. et al. **AAPM Report No. 74, Quality Control in Diagnostic Radiology, Report of Task Group 12, Diagnostic X-Ray Imaging Committee**. Medical Physics, [s.l.], jul. 2002. American Association of Physicists in Medicine.
- BUSHONG, S.C. **Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection**. 9 ed. St.Louis: Mosby, 2008. 685 p.
- FURQUIM, T. A. C.; COSTA, P. R. **Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica**. Revista Brasileira de Física Médica, São Paulo, v. 3, n. 1, p. 91-99, out. 2009.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe**, IAEA-TECDOC-1958. IAEA, Vienna, 2021. Disponível em: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TE-1958web.pdf>. Acesso em: 25 out. 2022.
- KARTIKA, T.; SAVITRI, L. Radiation Safety Assessment on The Use of Portable X-Ray for General Radiography. Case Study: Portable X-Ray of X-Manufacture. *In: ANNUAL NUCLEAR SAFETY SEMINAR PROCEEDING: INNOVATIONS TO SUPPORT NUCLEAR SAFETY AND SECURITY FOR ADVANCED HUMAN RESOURCES AND EXCELLENT INDONESIA*, n. 20. 2020, Indonésia: Nuclear Energy Regulatory Agency, 2020. 226 p. Disponível em: https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:53101739. Acesso em: 7 mar. 2023.
- MARCHIORI, E.; SANTOS, M.L. **Introdução à Radiologia**. 2 ed. Rio de Janeiro: Grupo GEN, 2015. 224 p. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/978-85-277-2702-0/>. Acesso em: 3 abr. 2023
- NAVARRO, M. V. T. **Risco, radiodiagnóstico e vigilância sanitária**. Salvador: EDUFBA, 2009. 166p.

PARTICHELLI, F. P.; YOSHIKUMI, M. T. Avaliação das Características de Campos de Radiação X Utilizando uma Câmara Farmer. **Revista Brasileira de Física Médica**, [s.l.], v. 14, p. 580, 2020. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/580>. Acesso em: 27 abr. 2023.

ROS, R.A. **Metodologia de controle de qualidade de equipamentos de raios X (nível diagnóstico) utilizados em calibração de instrumentos**. 2000. 107 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

SABATE, A. N.; SANCHEZ, C. **X-Ray systems: Radiation protection program in basic research applications**. In : Handbook of instrumental techniques for materials, 64 chemical and biosciences research, Centres Científics i Tecnològics. Universitat de Barcelona, Barcelona, 2012. Part III. Biosciences technologies (BT), BT.13, 12 p.

SANTOS, William de Souza; MAIA, Ana Figueiredo. Riscos associados ao uso de equipamento móvel de radiação X pelos técnicos de radiologia durante exames de tórax em pronto socorro e em UTI semi-intensiva: estudo de caso em um hospital público de Sergipe. **Scientia Plena**, v. 6, n. 3, 2010. Disponível em: <https://www.scientiaplenu.org.br/sp/article/view/157>. Acesso em: 17 out. 2022

SILVA, G.B. et al. Quality control measurements for mobile X-ray unit through a solid state detector. **Journal of Physics: Conference Series**, v. 1826, 2021. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1826/1/012053>. Acesso em: 17 out. 2022

SOARES, F. A.; LOPES, H. B. **Equipamento Radiográfico e Processamento de Filme**. Porto Alegre: Bookman, 2015. 215 p. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788582603543/>. Acesso em: 26 out. 2022.

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (SEFM), SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (SEPR), SOCIEDAD ESPAÑOLA DE RADIOLOGÍA MÉDICA (SERAM). **Protocolo Español de Control de Calidad em Radiodiagnóstico**. Madrid: Senda Editorial S. A.; 2011. Disponível em: https://www.sergas.es/Saude-publica/Documents/2958/protocolo_2011.pdf. Acesso em :25 out. 2022

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

TUOHY, B. et al. Quality Assurance Programme Applied to Mobile X Ray Equipment. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 57, n. 1-4, p. 241-244, 1995. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/236218731_Quality_Assurance_Programm_e_Applied_to_Mobile_X_Ray_Equipment. Acesso em: 23 nov. 2022.