



UNIVERSIDADE
E D U A R D O
MONDLANE

FACULDADE DE CIÊNCIAS

Departamento de Física

Trabalho de Licenciatura em Física

**Avaliação da qualidade de equipamentos de raios-X
convencional no Hospital Central de Maputo**

Autor: Hélder Abílio Matsinhe

Maputo, Julho de 2024



UNIVERSIDADE
E D U A R D O
MONDLANE

FACULDADE DE CIÊNCIAS

Departamento de Física

Trabalho de Licenciatura em Física

Avaliação da qualidade de equipamentos de raios-X convencional no Hospital Central de Maputo

Supervisor: Prof. Doutor Alexandre . Maphossa, PhD.
Co-supervisor: Raimundo Dionísio Satela, MSc, ANEA

Maputo, Julho de 2024

Declaração de Honra

Eu, Hélder Abílio Matsinhe, declaro por minha honra que o presente Trabalho de Licenciatura é resultado total da minha investigação e que o processo foi concebido para ser submetido apenas para a obtenção do grau de Licenciado em Física, na Faculdade de Ciências da Universidade Eduardo Mondlane. Este é fruto da orientação dos meus supervisores, possui um conteúdo original e está aberto para o seu enriquecimento para melhor servir aos outros. E por ser verdade passo abaixo a minha assinatura.

Maputo, Julho de 2024

Autor

(Hélder Abílio Matsinhe)

Dedicatória

Dedico este trabalho à memória dos meus pais que Deus os tenha, Abílio Salvador Matsinhe e Isaura Afonso Muhai por tudo que fizeram, ainda em vida.

Em especial a minha tia Hortência Afonso Muhai, por tudo que tem feito por mim para que eu chegasse até aqui.

Dedico este trabalho a toda Família e Amigos pelo apoio incondicional demonstrados.

Agradecimentos

Este trabalho foi desenvolvido graças a todos que contribuíram para a minha jornada académica e pessoal.

Sou grato à **Deus** pelo dom da vida.

No âmbito deste projecto gostaria de agradecer ao meu supervisor Prof. Doutor Alexandre M. Maphossa pelas sugestões, colaboração, dedicação e disponibilidade que sempre que foi possível.

Ao meu co-supervisor Mestre. Raimundo D. Satela pela troca de ideias, dedicação e atenção prestadas ao longo deste trabalho que foram cruciais. Além disso, gostaria de mostrar o meu apreço pela motivação que sempre deu-nos.

Ao Dr. Lucílio dos Santos Matias pelo apoio científico e moral, prestados dentro da secção da Física Medica. Assim como nos pedidos feitos a ANEA para a aquisição dos equipamentos de controlo de qualidade e de dosimetria, bem como ao HCM para permitir o nosso estágio, o meu, o nosso muitíssimo obrigado.

A Associação Nova Esperança (*Yavuz Selim*) pelo acolhimento e acomodação durante o período de estudos, por tudo, o meu muitíssimo obrigado.

A toda equipe dos Serviços de Radiologia do HCM pela paciência, ensinamentos e a dedicação concedida a nós, em especial ao dr. Gildo V. Jorge e ao dr. Artimísio Gonçalves por facilitarem na recolha dos dados via estágio, ao Dr. Ainadine e ao Dr. Leonel Amisse pelo contributo na avaliação do título do trabalho.

Aos professores do curso de licenciatura em Física, e em especial aos da Secção de Física Medica do Departamento de Física da UEM, que contribuíram para minha formação, e também ao chefe da secção da Fisica Medica, dr. Belarmino Matsinhe pelo apoio e dedicação demonstrados ao longo deste trabalho.

Aos meus colegas e companheiros de batalha, Francisco Tomé Fidelix e Ritchasse Mateus Malhango, pela, força de vontade que eles tem depositado em mim, colaboração em aceitar incondicionalmente contribuir com ideias neste trabalho.

A todos que, de alguma forma, contribuíram directa ou indirectamente para este trabalho.

Resumo

Proporcionar um diagnóstico seguro aos pacientes é de extrema importância em procedimentos de radiodiagnóstico, pois a optimização da dose no paciente, sem comprometer a qualidade de imagem, é uma responsabilidade dos físicos médicos dentro de um serviço de radiologia por imagem. Sendo que os principais parâmetros a serem avaliados nesse procedimento estão relacionados com as condições do equipamento de raios-X e os operadores de equipamentos. A fim de se estabelecer uma boa qualidade de imagens, sem comprometer esses parâmetros. Realizou-se testes de controlo de qualidade de equipamentos e de dosimetria no Serviço de Radiologia do Hospital Central de Maputo. Alinhamento entre campo de radiação e campo de luz dentro das tolerâncias da IAEA, indicando bom alinhamento. Valores de exactidão de tensão do tubo estão dentro dos padrões da IAEA (-4,57%, -4,85%, -5,77%). Valores de reprodutibilidade de tensão do tubo, também dentro das normas (1,16%, 0,8%, 2,51%). Rendimento do tubo de 17,19 $\mu\text{Gy/mAs}$, abaixo do recomendado pela IAEA (25 $\mu\text{Gy/mAs}$ a 80 $\mu\text{Gy/mAs}$). Teste de tempo de exposição com resultados de exactidão (4%, 2,8%, 2,5%, 1,8%, 1,4%) e reprodutibilidade (0%, 0,64%, 0%, 0,40%, 0,32%) sendo que estão dentro das tolerâncias da IAEA. Linearidade de *kerma* no Ar está fora dos padrões da IAEA (45%), indicando a necessidade de verificação e recalibração. Teste de *kerma* de entrada na pele, resultados de dose de entrada na pele dentro das normas da IAEA ($\pm 30\%$). Teste de Camada Semi-Redutora houve dificuldades na execução devido à falta de placas de alumínio, valor de CSR/HVL obtido (0,58 mm) sugere correlação esperada. A realização de testes de controlo de qualidade de forma regular e a manutenção adequada desses equipamentos são essenciais para garantir a segurança dos pacientes e a qualidade dos diagnósticos radiológicos. Contudo conclui-se que esta pesquisa contribui de forma objectiva na avaliação do equipamento testado e incorporar metodologias para facilitar a realização dos testes de controlo de qualidade nos aparelhos de raios-X o que vai permitir uma melhoria na qualidade do diagnóstico no país.

Palavras-chaves: Controlo de qualidade, dosimetria, diagnóstico radiológico, *kerma*.

Abstract

Providing a safe diagnosis to patients is extremely important in radiodiagnostic procedures, as optimizing the dose to the patient, without compromising image quality, is a responsibility of medical physicists within an imaging radiology service. The main parameters to be evaluated in this procedure are related to the conditions of the X-ray equipment and the equipment operators. In order to establish good image quality, without compromising these parameters. Equipment quality control and dosimetry quality tests were carried out at the Radiology Service of the Maputo Central Hospital. Alignment between radiation field and light field within IAEA tolerances, indicating good alignment. Tube voltage accuracy values are within IAEA standards (-4.57%, -4.85%, -5.77%). Tube voltage reproducibility values, also within standards (1.16%, 0.8%, 2.51%). Tube yield of 17.19 $\mu\text{Gy/mAs}$, below that recommended by the IAEA (25 $\mu\text{Gy/mAs}$ to 80 $\mu\text{Gy/mAs}$). Exposure time test with accuracy (4%, 2.8%, 2.5%, 1.8%, 1.4%) and reproducibility results (0%, 0.64%, 0%, 0.40 %, 0.32%) which are within IAEA tolerances. Air kerma linearity is outside IAEA standards (45%), indicating the need for verification and recalibration. Skin entry kerma test, skin entry dose results within IAEA standards ($\pm 30\%$). Semi-Reducing Layer Test there were difficulties in execution due to the lack of aluminum plates, CSR/HVL value obtained (0.58 mm) suggests expected correlation. Carrying out quality control tests on a regular basis and adequate maintenance of this equipment are essential to guarantee patient safety and the quality of radiological diagnoses. However, it is concluded that this research contributed objectively to the evaluation of the tested equipment and incorporated methodologies to facilitate the performance of quality control tests on X-ray equipment, which will allow an improvement in the quality of diagnosis in the country.

Keywords: Quality control, dosimetry, radiological diagnosis, kerma.

Lista de Abreviaturas

OMS	Organização Mundial da Saúde
HCM	Hospital Central de Maputo
OPR	Oficial de Protecção Radiológica
UNSCEAR	<i>United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
GE	<i>General Electric</i>
TC	Tomografia Computorizada
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
AEC	<i>Automatic Exposer Control</i>
NRDs	Níveis de Referencia de Dose
ANEA	Agência Nacional de Energia Atómica
IEC	<i>International Electronic Commission</i>
KERMA	<i>Kinetic Energy Released per unit Mass</i>
XR	<i>X-ray</i>
HVL	<i>Half Value Layer</i>
CSR	Camada Semi-Redutora
SDNR	Razão Sinal Ruído Diferencial
DIN6868-4	DIN 6868-4 é um(a) padrão ou norma alemão que trata da garantia da qualidade da imagem em departamentos de radiologia diagnóstica
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
PMMA	Polimetilmetacrilato
DEP	Dose de Entrada na Pele
DFD	Distância Foco-Filme
BATT	Ferramenta de teste de alinhamento de feixe de raios-X

Lista de Símbolos

m	Massa
N	Frequência
λ	Comprimento de onda
I	Intensidade de feixes de radiação
μ	Coefficiente de atenuação linear
k	<i>Kerma</i> no ar
K	Taxa de <i>kerma</i> no Ar
PKA	Produto <i>Kerma</i> no Ar-Área
L(%)	Linearidade
R(%)	Reprodutibilidade
θ	Ângulo de espalhamento
K_e	<i>Kerma</i> de entrada na pele
B	Factor de retro-espalhamento
k_i	<i>Kerma</i> de incidência no Ar
M₁	Leitura da exposição imediatamente superior a $\frac{M_0}{2}$
M₂	Leitura da exposição imediatamente inferior a $\frac{M_0}{2}$
t₁	Espessura de Al correspondente à leitura M_1
t₂	Espessura de Al correspondente à leitura M_2
k_{TP}	Factor de correcção para temperatura e pressão
N_{K,Q₀}	Coefficiente de calibração do dosímetro
k_Q	Factor que corrige as diferenças na resposta do dosímetro na qualidade de calibração Q_0 e na qualidade Q do feixe de raios X clínicos.

Lista de Figuras

Figura 2.1: Aparelho de raios-X usado no HCM (Adaptado)	5
Figura 2.2: Sala de raios-X e Sala de Control do Técnico (Adaptado)	5
Figura 2.3: Principais componentes de um tubo de raios-X (Busheberg, Seibert, Leidholdt Jr, & Boone, 2001)	7
Figura 2.4: Raios-X Bremsstrahlung (Adaptado).....	8
Figura 2.5: Produção de raios-X característicos (Adaptado).....	9
Figura 2.6: Espectro de raios-X (Huda, 2010)	10
Figura 2.7: Efeito fotoelétrico (Adaptado)	11
Figura 2.8: Geometria do espalhamento <i>Compton</i> (Adaptado).....	13
Figura 2.9: Produção de pares (Adaptado)	14
Figura 2.10: Processo de formação de imagem em radiografia convencional e digital (Reilly, 2019)..	16
Figura 2.11: Revelação da imagem do tórax após aplicação da radiação (Adaptado)	16
Figura 3.1: Multi-detector de radiografia X (Iba, Quality Control in Medical Imaging, 2011).....	24
Figura 3.2: Geração e recombinação de portadores (Adaptado)	24
Figura 3.3: Um corpo estrutural composto por um bloco de <i>PMMA Prismus L</i> de 18,5 mm e uma placa de cobre de 1,5 mm. Está disponível em comprimentos de borda de 200 mm ou 300 mm (Autor)	25
Figura 3.4: Sistema de recolha de dados da <i>MagicMax 2.1.2</i> (Electrómetro) (Iba, USB Multimeter Magicmax universal SW Version 2.0 User's Guide, 2013).....	26
Figura 3.5: Cilindro de teste de alinhamento central do feixe de raios-X (Iba D. , 2007)	26
Figura 3.6: Ilustração da interpretação da imagem das duas esferas de aço do dispositivo de teste de alinhamento de feixe (Adaptado).	29
Figura 4.1: A figura mostra o teste de sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios-X para três campos diferentes com valores fixos de kVp de 50, 63 mA, 50 mA e 3,2 mAs respectivamente.	38

Lista de Gráficos

Gráfico 4.1: O gráfico mostra a relação entre a tensão medida através do multi-detector e a intensidade nominal da corrente do tubo.	39
Gráfico 4.2: O gráfico mostra o tempo do aparelho do raios-X e o tempo medido através do multi-detector.	41
Gráfico 4.3: O gráfico mostra a relação entre a exposição e a intensidade da corrente.	43
Gráfico 4.4: O gráfico mostra a relação entre o <i>Kerma</i> de entrada na pele e a intensidade da corrente.	44
Gráfico 4.5: O gráfico mostra a relação entre a exposição e as espessuras de atenuadores de Al, que é dispersão dos pontos.	46

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Níveis de Referência de Dose (NRDs)	23
Tabela 4.1: Teste de Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios-X	38
Tabela 4.2: Teste de Exactidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo	39
Tabela 4.3: Teste de Rendimento do Tubo de Raios-X.....	40
Tabela 4.4: Teste de Exactidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	40
Tabela 4.5: Teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de <i>Kerma</i> no Ar;	42
Tabela 4.6: Dose ou <i>Kerma</i> de entrada na pele	44
Tabela 4.7: Teste de Camada Semi-Redutora (CSR/HVL).....	45

Índice

Declaração de Honra	i
Dedicatória	ii
Agradecimentos	iii
Resumo	iv
Abstract	v
Lista de Abreviaturas	vi
Lista de Símbolos	vii
Lista de Figuras	viii
Lista de Gráficos.....	ix
Lista de Tabelas	x
Capítulo 1 : Introdução e Objectivos.....	1
1.1. Introdução	1
1.2. Definição do Problema	2
1.3. Justificativa	2
1.4. Objectivos	3
1.4.1. Objectivo Geral	3
1.4.2. Objectivos Específicos	3
1.5. Perguntas da Pesquisa	3
Capítulo 2 : Resumo Teórico	4
2.1. Componentes do Aparelho de Raios-X Convencional e Digital	4
2.2. Princípios Físicos de Funcionamento de Aparelho de Raios-X.....	6
2.2.1. Produção de raios-X	6
2.2.2. Interação da Radiação com a Matéria.....	10
2.2.3. Atenuação de raios-X através de um objecto	15

2.2.4.	Formação da Imagem em radiografia convencional e digital.....	16
2.2.5.	Parâmetros de aquisição de dados em aparelhos de raios-X.....	18
2.3.	Qualidade de equipamento de raios-X.....	19
2.3.1.	Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios-X.....	19
2.3.2.	Exactidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo	19
2.3.3.	Rendimento do Tubo de Raios-X.....	19
2.3.4.	Exactidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	20
2.4.	Qualidade de dosimetria de equipamento de raios-X.....	20
2.4.1.	Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de <i>Kerma</i> no Ar ou dose	20
2.4.2.	Dose ou <i>Kerma</i> de entrada na pele.....	20
2.4.3.	Camada Semi-Redutora ou <i>Half-Value Layer</i> (CSR/HVL).....	20
2.5.	Dosimetria em radiografia convencional e digital.....	21
2.6.	Níveis de Referências em Diagnóstico de radiografia convencional e digital.....	23
Capítulo 3 : Materiais e Métodos		24
3.1.	Materiais	24
3.1.1.	Princípio Físico de funcionamento do detector semiconductor	24
3.2.	Métodos	28
3.2.1.	Sistema de Colimação e Alinhamento de Eixo Central de Feixe de Raios-X	28
3.2.2.	Exactidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo	30
3.2.3.	Rendimento do Tubo de Raios-X.....	31
3.2.4.	Exactidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	32
3.2.5.	Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de <i>Kerma</i> no Ar	33
3.2.6.	Dose ou <i>Kerma</i> de entrada na pele.....	34
3.2.7.	Camada Semi-Redutora ou <i>Half-Value Layer</i> (CSR/HVL).....	36
Capítulo 4 : Resultados e Análise.....		38
4.1.	Resultados	38

4.1.1. Avaliação da Qualidade de Equipamentos de raios-X.....	38
4.1.2. Testes de dosimetria.....	42
4.2. Análise.....	47
4.2.1. Para testes de controlo de qualidade de equipamentos.....	47
4.2.2. Para testes de qualidade de dosimetria.....	49
Capítulo 5 : Considerações Finais.....	51
5.1. Conclusão.....	51
5.2. Recomendações.....	51
Referências Bibliográficas.....	53
Capítulo 6: Anexos.....	57

Capítulo 1 : Introdução e Objectivos

O primeiro capítulo de introdução e objectivos dedica-se na apresentação da introdução, dos objectivos, do problema de pesquisa, a justificativa e a pergunta de pesquisa.

1.1. Introdução

O desenvolvimento da medicina, tanto o diagnóstico bem como o tratamento de doenças, é também resultado da evolução dos exames de diagnósticos baseados nos raios-X ou em radiações ionizantes, como a radiografia convencional, mamografia, tomografia computadorizada, angiografia, radiologia intervencionista e medicina nuclear. Estes exames baseados em radiações ionizantes são as maiores fontes de exposição do ser humano à radiação ionizante artificial (UNSCEAR, 2010). Isso porque, com o uso da radiação ionizante é possível visualizar as estruturas internas e anatómicas do corpo humano por meio de imagens obtidas durante a realização do exame, sem nenhum procedimento complexo ou cirúrgico. (Silva, 2020)

A optimização da protecção radiológica é um acto de manter as doses de radiação de exposição médica para fins radiológicos tão baixo quanto razoavelmente possível. Isso envolve a obtenção do diagnóstico com informações necessárias, aplicando doses de radiação relativamente baixas e levando em consideração os factores socioeconómicos do País. Portanto, a optimização da protecção contra radiação requer que o detrimento da imagem de raios-X deve ser reduzido pela garantia de qualidade a um nível tal que reduções adicionais se tornem menos significativas do que os esforços adicionais necessários para a sua implementação (Ebisawa, Magon, & Mascrenhas, 2009). Garantia de qualidade em radiodiagnóstico é sinónima do termo '*check-and-balance*', usado na indústria manufactureira. Para um bom diagnóstico na instalação de radiologia e para atingir suas metas ou objectivos, deve haver um esforço consistente para garantir que, todos os componentes da instalação de diagnóstico, incluindo recursos humanos e equipamentos, estão funcionando em óptima capacidade.

Segundo (World Health Organization (WHO), 2008), a garantia de qualidade como um esforço organizado por equipe que opera numa instalação para garantir que as imagens de diagnóstico produzidas pela instalação sejam de alta qualidade e com doses de radiação baixa para o paciente. A imagem de diagnóstico pode ser consistentemente de alta qualidade com dose mínima de radiação ao paciente, somente se existir uma acção planejada e sistemática por parte da equipe da instalação para garantir que as imagens de diagnóstico produzidas pela instalação sejam do padrão desejável em termos

de informações diagnósticas e optimização das doses para assegurar a protecção radiológica dos pacientes assim como do técnico e do publico em geral. Por esta razão propõe-se este trabalho que pretende-se avaliar a qualidade dos equipamentos de raios-X convencional a nível do HCM.

1.2. Definição do Problema

O nível de exposição aos pacientes, em serviços de radiologia diagnóstica, depende de muitos factores físicos e técnicos. Verificar periodicamente esses parâmetros é essencial para manter a qualidade do serviço prestado, eliminando dessa maneira, a radiação que não contribuirá para a formação da imagem útil. A qualidade em saúde não é uma questão de escolha, deve ser uma obrigação das instituições como o HCM e deve-se buscar a qualidade total. Afinal, qualquer erro pode representar a perda de muitas vidas. Sendo assim, se faz necessário implementar programas de garantia de qualidade dos equipamentos em todas as áreas de saúde e avaliá-los periodicamente para actualizá-los, corrigindo os erros e introduzindo novos factores de controlo.

A presente pesquisa pretende avaliar até que ponto as imagens produzidas nos equipamentos de raios-X convencional e digital do Serviço de Radiologia do HCM apresentam uma qualidade diagnóstica aceitável com a menor dose de radiação submetida aos pacientes.

1.3. Justificativa

Em Moçambique, há desconhecimento da importância do controle de qualidade dos equipamentos de raios-X, na maioria dos hospitais não há controlo de qualidade regular dos equipamentos de raios-X, também a maioria deles sem oficial de protecção radiológica (OPR) empregado para monitorar a protecção contra radiação e supervisionar o processo de controlo de qualidade. A optimização das doses a que estão expostos os pacientes em exames de raios-X, um dos princípios básico em Protecção Radiológica (juntamente com o principio da justificação e da limitação de doses), sendo assim a implementação do controlo de qualidade rigoroso no país poderá melhorar o nível de diagnóstico por imagem (Rodrigues, Da silva, Mattos, De Goes, & Dytz, 2013).

A presente pesquisa, pretende avaliar a qualidade dos equipamentos de raios-X convencional, no que concerne a radiação ionizante no Hospital Central de Maputo, identificar os possíveis testes a serem realizados, executar os testes de controlo de qualidade possíveis e verificar a conformidade dos testes de controlo de qualidade realizados (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), 2022). Este trabalho permitirá estabelecer as medidas necessárias para uso

adequado da radiação, gerando um diagnóstico confiável, com redução da dose para o paciente e dos custos sem comprometer a qualidade do diagnóstico.

1.4. Objectivos

1.4.1. Objectivo Geral

Avaliar a qualidade dos equipamentos de raios-X convencional e digital no Serviço de Radiologia do Hospital Central de Maputo.

1.4.2. Objectivos Específicos

- ✓ Identificar os possíveis testes realizados de acordo com a sua periodicidade;
- ✓ Realizar testes de controlo de qualidade de equipamentos e de dosimetria em raios-X convencional e digital;
- ✓ Verificar a conformidade dos testes de controlo de qualidade de equipamentos de raios-X convencional e digital com os padrões estabelecidos internacionalmente.

1.5. Perguntas da Pesquisa

1. Como identificar os testes a serem executados de acordo com a sua periodicidade?
2. De que maneira é feita a avaliação da dosimetria e de qualidade de equipamentos de raios-X?
3. Será que os testes realizados verificam a conformidade com os padrões estabelecidos internacionalmente?

Capítulo 2 : Resumo Teórico

Neste capítulo apresenta-se os principais componentes do aparelho de raios-X Convencional e Digital, os princípios físicos de funcionamento (sendo apresentado a produção dos raios-X até a formação de imagem). São apresentados ainda os parâmetros de dosimetria e níveis de referência de dose bem como a descrição de cada teste de controlo de qualidade e de dosimetria.

2.1. Componentes do Aparelho de Raios-X Convencional e Digital

Um aparelho de raios-X convencional e digital, também conhecido como sistema de radiografia digital, geralmente é composto por vários componentes essenciais (Botelho, 2015). Aqui estão os principais componentes:

- a) Gerador de raios-X é responsável por produzir os raios-X necessários para realizar as imagens radiográficas. O gerador converte a energia eléctrica em energia de raios-X.
- b) Tubo de raios-X é uma parte fundamental do sistema, composto pelo tubo de vidro evacuado, no qual são gerados os raios-X. O tubo de raios-X é composto por um ânodo e um cátodo, que ajudam a criar o feixe de raios-X.
- c) Mesa e suporte, a mesa é onde o paciente é posicionado durante o exame radiográfico. Ela é projectada para fornecer suporte adequado ao paciente e pode ser ajustada em altura, inclinação e rotação para obter posições adequadas para as imagens.
- d) Computador e *software*, o computador é um componente crucial do sistema de raios-X digital. Ele recebe os sinais eléctricos do detector de raios-X e os processa para gerar imagens digitais. O *software* associado ao sistema permite o controlo do aparelho e a visualização, manipulação e armazenamento das imagens radiográficas.
- e) Monitor, o monitor exibe as imagens radiográficas digitais para o operador do sistema. Geralmente, são utilizados monitores de alta resolução para garantir uma visualização precisa das imagens.
- f) Sistema de arquivamento e comunicação de imagem (*PACS*), é um componente opcional, mas comumente integrado aos sistemas modernos de raios-X computadorizados. O *PACS* permite o armazenamento, gerenciamento e compartilhamento eficiente das imagens radiográficas digitais entre diferentes profissionais de saúde.

Esses são os principais componentes de um aparelho de raios-X digital e convencional. É importante ressaltar que podem haver variações entre diferentes sistemas, mas esses elementos são comuns na

maioria dos equipamentos utilizados actualmente.

Especificações:

Aparelho de raios-X Alta Frequência 150kV 630mA, XR 6000, GE;

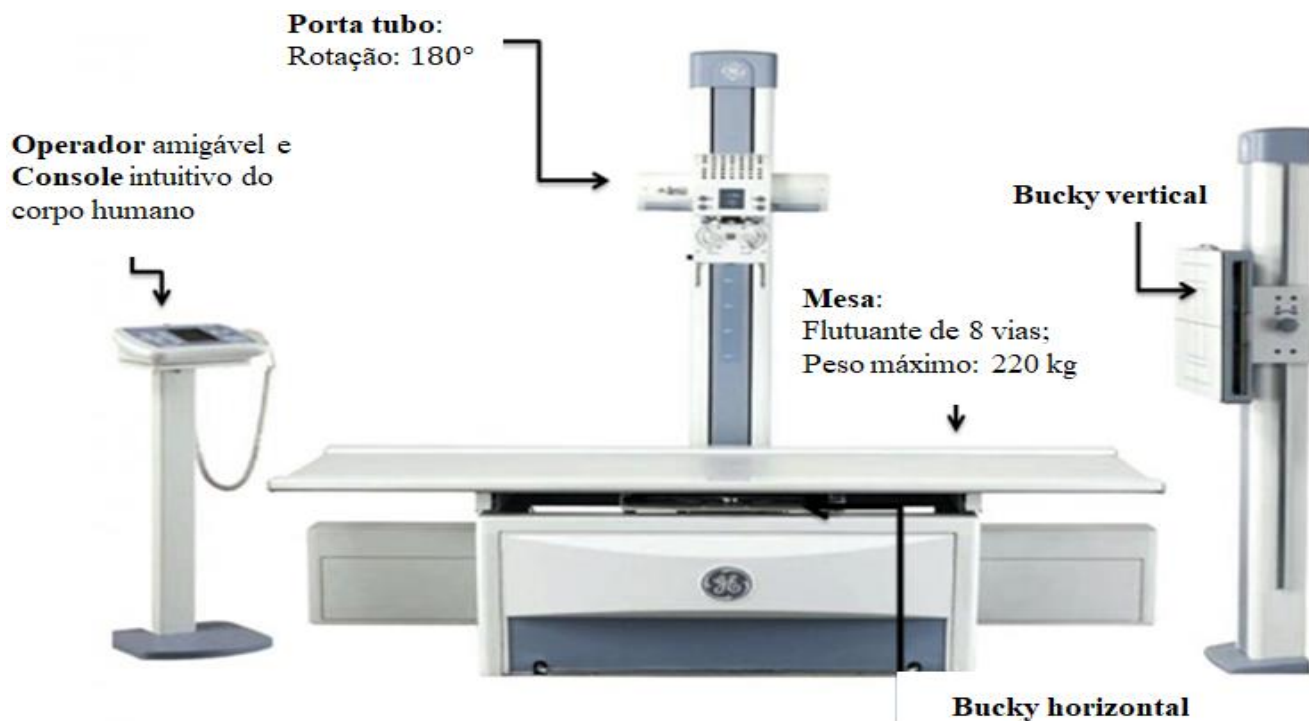


Figura 2.1: Aparelho de raios-X usado no HCM (Adaptado)



Figura 2.2: Sala de raios-X e Sala de Control do Técnico (Adaptado)

2.2. Princípios Físicos de Funcionamento de Aparelho de Raios-X

Os raios-X foram descobertos por *Wilhelm Conrad Roentgen* em 1895, que posteriormente recebeu o Prémio Nobel por sua descoberta em 1901. *Roentgen* verificando que se ele passasse uma corrente eléctrica através de um recipiente com um gás a uma temperatura muito baixa pressão e o recipiente cercado por material preto para evitar a luz de escapar, que uma placa coberta com platinocianeto de bário (uma espécie de placa fotográfica) ficaria escura, devido à emissão de uma forma desconhecida de “raios”. *Roentgen* chamou esses raios de raios-X em referência às fórmulas matemáticas, que visam resolver um desconhecido, “X”. Ele tirou a primeira radiografia, a mão de sua esposa, que mostrava os ossos, tecidos moles e seu anel de casamento. Os raios-X descobertos por *Roentgen* são agora a base para os raios-X médicos, tomografia computadorizada (TC), mamografia etc (Reilly, 2019).

2.2.1. Produção de raios-X

A produção de raios-X em um aparelho de raios-X radiográfico, ocorre através de um processo chamado de emissão de raios-X por tubo de raios-X.

O tubo de raios-X é o componente fundamental do aparelho de raios-X e, é composto por um ânodo e um cátodo. O cátodo é uma peça metálica aquecida, geralmente feita de tungsténio, que emite electrões quando aquecido. Esses electrões são acelerados em direcção ao ânodo, que também é feito de tungsténio ou outro metal de alto ponto de fusão (Arimondo, Berman, & Lin, 2011). Quando os electrões atingem o ânodo, ocorre um processo chamado de travagem ou desaceleração rápida, o que resulta na emissão de raios-X (Busheberg, Seibert, Leidholdt Jr, & Boone, 2001). Esse processo é conhecido como radiação de travagem ou radiação de *Bremsstrahlung*. A energia dos raios-X emitidos depende da diferença de potencial aplicada entre o cátodo e o ânodo.

Além da radiação de travagem, também ocorre a emissão de raios-X característicos. Quando os electrões colidem com os átomos do material do ânodo, eles podem remover electrões internos desses átomos. Quando isso acontece, electrões externos preenchem as lacunas deixadas pelos electrões removidos, liberando energia na forma de raios-X com comprimentos de onda característicos do material do ânodo (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

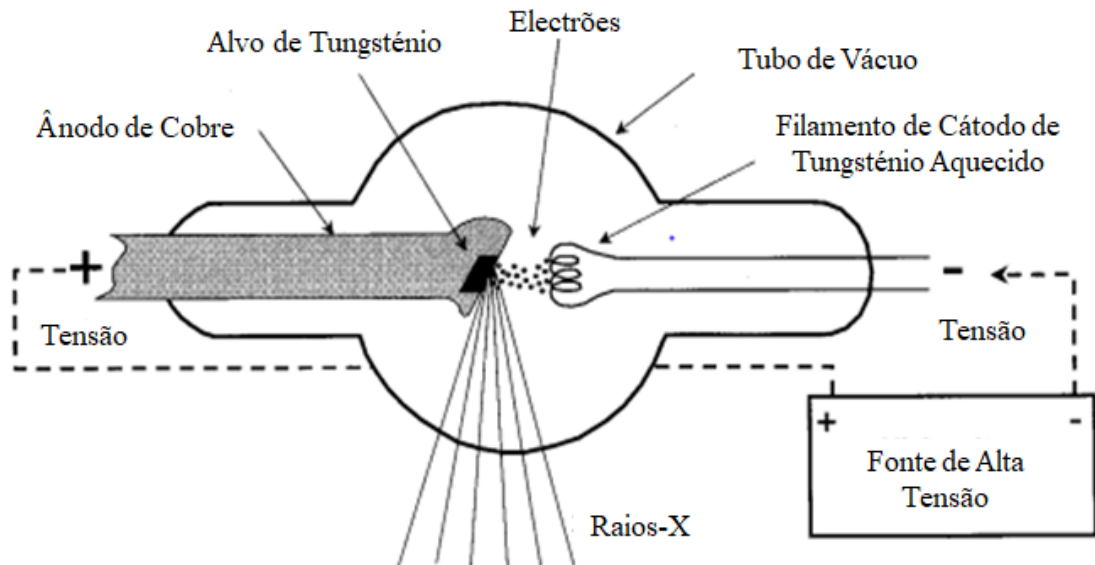


Figura 2.3: Principais componentes de um tubo de raios-X (Busheberg, Seibert, Leidholdt Jr, & Boone, 2001)

2.2.1.1. Raios-X de Travagem (*Bremsstrahlung*)

O efeito de travagem de electrões, também conhecido como *Bremsstrahlung*, é um fenómeno em que electrões acelerados ou desacelerados sofrem uma perda de energia e emitem radiação electromagnética devido à interacção com um campo eléctrico de um átomo ou material alvo.

Quando um electrão de alta energia se aproxima de um átomo alvo, ele interage com os electrões dos átomos através da interacção electromagnética. Essa interacção causa uma força de desaceleração no electrão incidente, resultando em uma perda de energia cinética (Haug, 2007).

Durante a desaceleração, o electrão emite radiação electromagnética na forma de fotões de energia variável. Esses fotões emitidos são chamados de radiação de travagem ou *Bremsstrahlung*. A energia dos fotões emitidos é directamente proporcional à perda de energia do electrão acelerado ou desacelerado (Busheberg, Seibert, Leidholdt Jr, & Boone, 2001).

A intensidade e a distribuição espectral da radiação de travagem dependem de vários factores, como a energia do electrão incidente, o número de electrões no alvo e a energia cinética do electrão incidente. A radiação de travagem é caracterizada por um espectro contínuo de energia, abrangendo uma faixa de valores, desde a energia máxima possível até valores próximos a zero (Podgorsak, 2005).

O efeito de travagem de electrões é amplamente utilizado em várias aplicações, como em tubos de raios-X para geração de raios-X para diagnóstico médico e em aceleradores de partículas para produzir

feixes de radiação e estudar as propriedades da matéria. A compreensão do efeito de travagem de electrões é essencial para a interpretação e modelagem dos espectros de raios-X produzidos nessas situações.

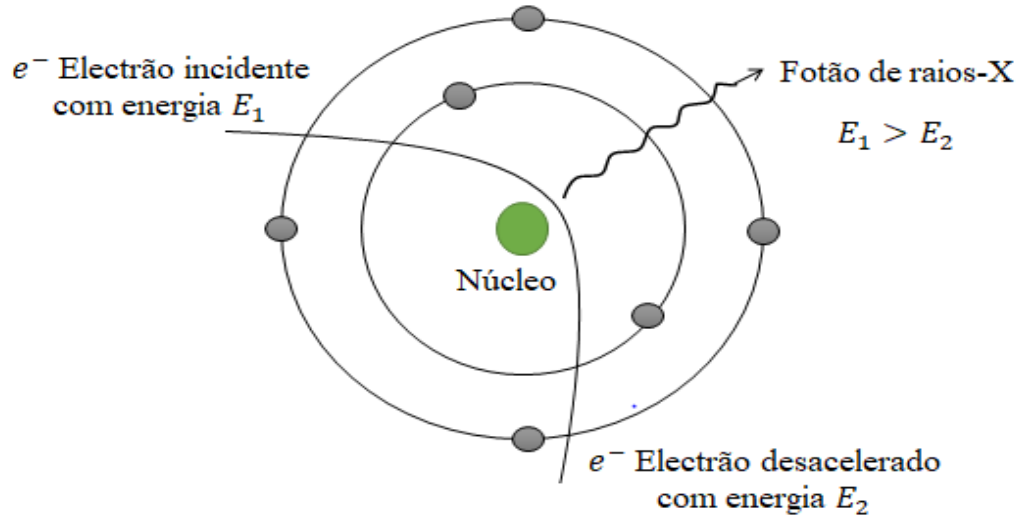


Figura 2.4: Raios-X Bremsstrahlung (Adaptado)

2.2.1.2. Produção de Raios-X Característicos

A produção de raios-X característicos ocorre quando electrões de alta energia colidem com átomos alvo, resultando na emissão de raios-X com energias específicas. Esse processo envolve dois mecanismos principais: excitação electrónica e transição electrónica.

Excitação electrónica quando um electrão de alta energia colide com um átomo alvo, ele pode transferir energia para um electrão dos níveis de energia internos do átomo (Amurao, Gress, Keenan, Halvorsen, Nye, & Mahesh, 2022). Durante a excitação, o electrão do átomo alvo é promovido para um nível de energia mais elevado. No entanto, essa excitação é instável e o electrão excitado tende a retornar ao seu estado de energia original. No processo do retorno ao estado de energia original, o electrão excitado passa por uma transição electrónica. Nesse processo, o electrão salta de um nível de energia superior para um nível de energia inferior, liberando a energia excessiva na forma de um fóton de raio-X característico (Ijabor, Nzotta, & Omojola, 2021). A energia do fóton emitido é igual à diferença entre as energias dos dois níveis de energia envolvidos na transição electrónica.

A energia dos raios-X característicos depende do elemento alvo e das configurações electrónicas do átomo. Cada elemento químico possui um conjunto único de níveis de energia electrónica, resultando em linhas de raios-X característicos específicas para cada elemento (Bielajew, 2005).

Essas linhas de raios-X podem ser identificadas e usadas para determinar a composição dos elementos presentes em uma amostra.

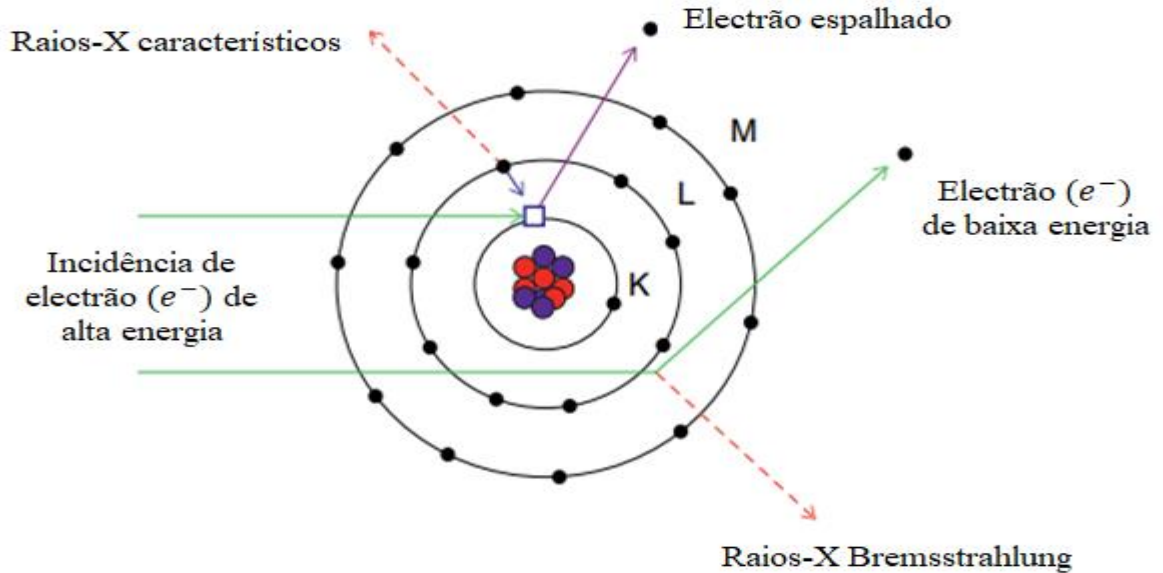


Figura 2.5: Produção de raios-X característicos (Adaptado)

2.2.1.3. Espectro de Raios X

O espectro de raios-X refere-se à distribuição de energia dos raios-X em diferentes comprimentos de onda ou frequências. Os raios-X possuem uma faixa de energia que varia desde os raios-X de baixa energia, também conhecidos como raios-X macios, até os raios-X de alta energia, conhecidos como raios-X duros (Busheberg, Seibert, Leidholdt Jr, & Boone, 2001).

Espectro Característico

O espectro característico é formado pelos raios-X característicos que são emitidos quando elétrons colidem com átomos do material do ânodo. Essa interação remove elétrons internos dos átomos e, em seguida, elétrons externos preenchem essas lacunas, liberando energia na forma de raios-X com comprimentos de onda específicos (Attix, 2004). Esses comprimentos de onda são determinados pelas propriedades do material do ânodo, e os picos no espectro característico correspondem a esses comprimentos de onda específicos. Portanto, o espectro característico é composto por linhas distintas de comprimentos de onda. O espectro de raios-X é capturado e registrado por detectores, como filmes radiográficos ou detectores eletrônicos modernos, e pode ser utilizado para obter informações sobre a estrutura e composição dos materiais. Os diferentes componentes do espectro podem ser usados para

diversas aplicações, como diagnóstico médico, análise de materiais e estudos científicos (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

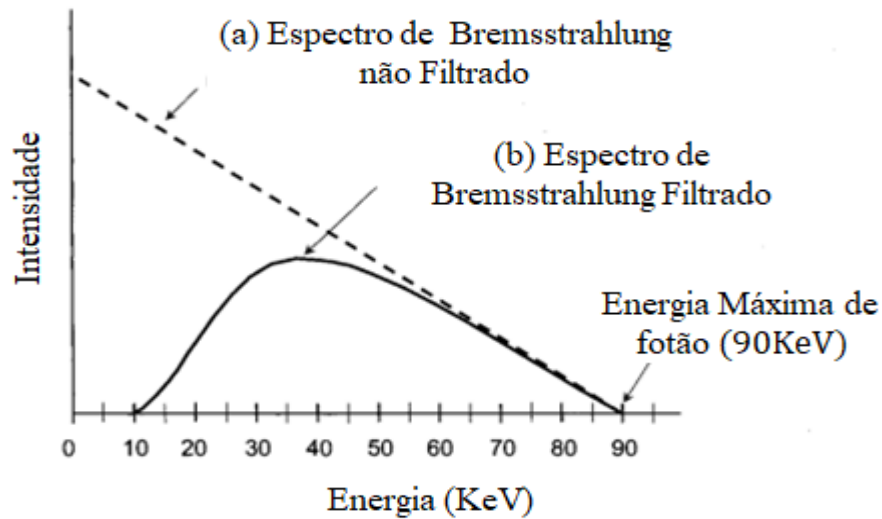


Figura 2.6: Espectro de raios-X (Huda, 2010)

2.2.2. Interação da Radiação com a Matéria

Existem vários eventos que ocorrem quando fótons e os electrões interagem com a matéria. Estas são as radiações que são importantes para radiologia diagnóstica, e apenas aquelas interações que resultam em sua atenuação, Absorção e espalhamento são tratados. Outras interações, como aquelas com núcleos, não são considerados aqui porque ocorrem apenas para a radiação que é maior em energia do que o usado para radiodiagnóstico.

2.2.2.1. Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, o fóton incidente interage com um átomo, que é deixado em um estado excitado. O excesso de energia é liberado pela ejeção de um dos elétrons ligados ao núcleo. Este elétron, chamado de fotoelétron, deixa o átomo com energia cinética:

$$T = h\nu - E_s \tag{2.1}$$

Onde:

E_s é a energia de ligação do invólucro do elétron de onde veio o elétron;

h é a constante de Planck;

e ν é a frequência do fóton.

A energia transferida para o átomo em recuo é muito pequena e pode ser negligenciado. O efeito fotoelétrico só pode ocorrer se a energia do fóton, $h\nu$, exceder a energia de ligação do elétron naquela camada. A camada eletrônica mais provável de perder um elétron é aquela que satisfaz essa restrição e também possui a maior energia de ligação (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

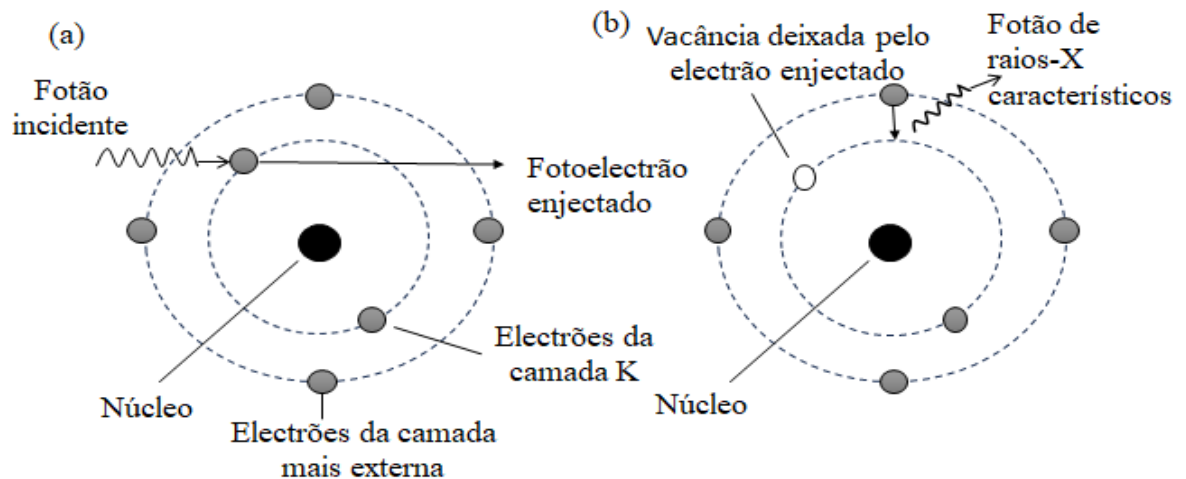


Figura 2.7: Efeito fotoelétrico (Adaptado)

Embora pareça um processo bastante simples, o cálculo da probabilidade da interação é muito complicada e a mecânica quântica é necessária. Isso ocorre porque envolve a função de onda de toda a nuvem atômica de elétrons e essas funções estão disponíveis apenas para átomos relativamente

simples (Tinti, 2018).

Na faixa de energia de diagnóstico até 150 KeV, o efeito fotoelétrico seção transversal por átomo, τ , é dada aproximadamente por:

$$\tau(h\nu, Z) = k \frac{Z^n}{(h\nu)^m} \quad (2.2)$$

Onde:

k é uma constante;

Z é o número atômico;

$h\nu$ é a energia do fóton incidente;

n é um expoente na faixa de (3.6 – 5.3), sendo maior para números atômicos baixos;

e m é um expoente na faixa de (2.5 – 3.5), novamente sendo maior para números atômicos baixos.

O fóton incidente desaparece na interação fotoelétrica (Botelho, 2015). Após a interação, uma lacuna é deixada na estrutura da camada atômica e esta é preenchida por um electrão de uma camada superior, com a diferença de energia resultante sendo transportada por um raio X característico (também conhecido como raio-X fluorescente) ou por outro electrão de uma camada superior, conhecido como electrão *Auger* (Busheberg, Seibert, Leidholdt Jr, & Boone, 2001). Após o preenchimento da vaga inicial, a nova vaga ou vagas serão elas próprias preenchidas e este processo continuará com uma cascata de eventos que podem finalmente deixar o átomo em um estado altamente ionizado.

2.2.2.2. Efeito Compton

O espalhamento *Compton*, é a interação entre radiação electromagnética e um electrão livre, mas neste caso há uma energia transferência para o electrão. Consideramos este caso antes de tratar o espalhamento incoerente por um átomo (Prabhu, Naveen, Bangera, & Bhat, 2020). A faixa de energia é tal que a relatividade e a mecânica quântica deve ser usado para derivar expressões para a seção transversal. Tanto o fóton quanto o electrão deve ser considerado como partículas. A disposição geométrica é mostrada na Figura 2.8, onde o fóton está vindo da esquerda com energia $h\nu$ e momento $\frac{h\nu}{c}$. É uma colisão semelhante a uma bola de bilhar com o electrão e é espalhados pelo ângulo θ , com energia $h\nu'$ e momento $\frac{h\nu'}{c}$. O electrão recua no ângulo ϕ com energia cinética T_e e

momento p_e (Knoll, 1999).

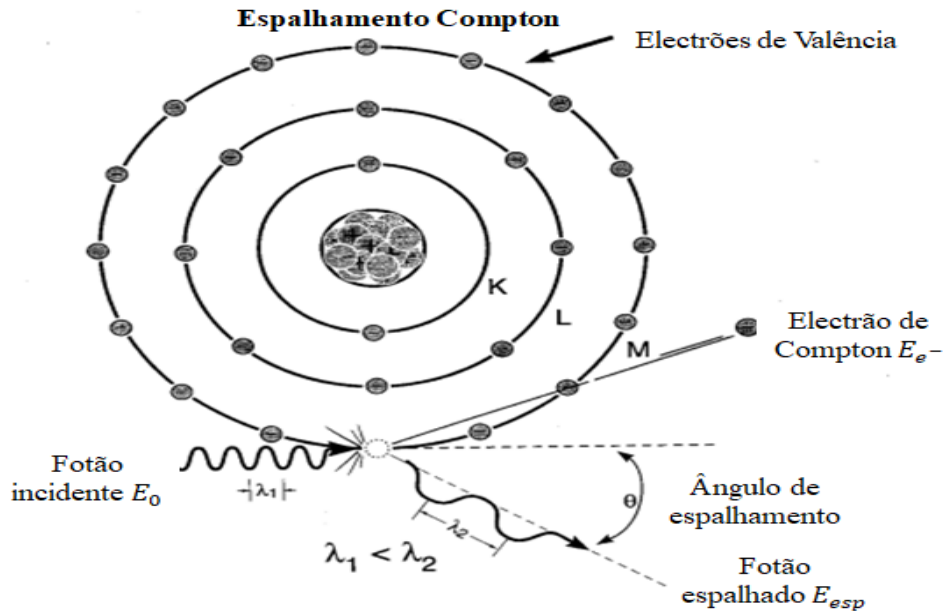


Figura 2.8: Geometria do espalhamento *Compton* (Adaptado)

Usando a conservação de energia e momento, podemos derivar várias relações, como a razão da energia do fóton espalhado, $h\nu'$, para o incidente energia do fóton, $h\nu$:

$$\frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (2.3)$$

Onde α é a razão dimensional $\frac{h\nu}{m_0c^2}$. A relação entre o ângulo do fóton espalhado e o ângulo do electrão espalhado é:

$$\cot\phi = (1 + \alpha)\tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (2.4)$$

e o electrão espalhado tem energia cinética dada por:

$$T_e = h\nu - h\nu' = \frac{\alpha(1 - \cos\theta)h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (2.5)$$

Estas são as relações de *Compton*. Eles descrevem a cinemática da interacção, mas não dizem nada sobre a probabilidade de interacção ou a seção transversal. Na faixa de energia de diagnóstico, o parâmetro α é pequeno e, como consequência, a transferência de energia para o electrão de recuo também é pequena, sendo zero na direcção directa e assumindo seu maior valor quando o fóton é retro-espalhado.

2.2.2.3. Produção de pares e tripleto

Quando um fóton de alta energia passa perto de um núcleo atômico, o fóton pode interagir com o campo de coulomb nuclear por um processo chamado produção de pares. O fóton é convertido em um par electrão-positrão, cada um com sua própria energia cinética (Arimondo, Berman, & Lin, 2011). O balanço de energia é:

$$h\nu = T_+ + T_- + 2m_0c^2 \quad (2.6)$$

Na condição de que a energia do fóton exceda um limite de energia para a interacção de $2m_0c^2$ (1022 keV). A produção de pares não pode ocorrer para fótons com energias menores que isso. Como a produção de pares ocorre no campo do núcleo, a seção de choque para essa interacção varia aproximadamente como Z^2 , onde Z é a carga nuclear (Cembe & Johnson, 2009).

O processo também pode ocorrer no campo de um electrão. É então chamada de produção tripleto porque o próprio electrão alvo é ejectado com energia considerável. Dois electrões e um positrão são colocados em movimento. O limite de energia para a produção de trigêmeos é $4m_0c^2$. Os limites para a produção de pares e trios são muito mais altos do que as energias de fótons relevantes para a radiologia diagnóstica.

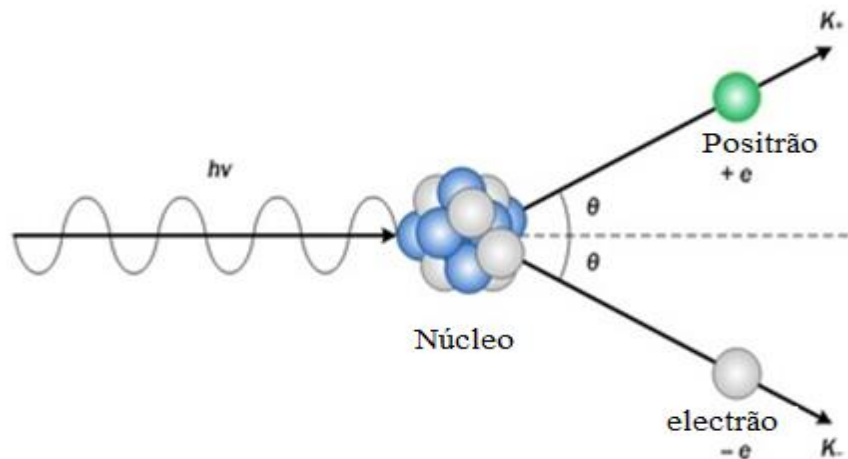


Figura 2.9: Produção de pares (Adaptado)

2.2.3. Atenuação de raios-X através de um objecto

O coeficiente de atenuação linear μ caracteriza a fracção do feixe de raios X incidente que é absorvido ou espalhado por espessura da unidade dos materiais. A unidade de medida linear coeficiente de atenuação é $\frac{1}{cm}$. Este valor de linear coeficiente de atenuação depende principalmente da energia do feixe de raios-X incidente e o número atómico do absorvedor material (Attix, 2004). O coeficiente de atenuação linear de raios-X de um material em uma determinada energia pode ser determinada por uma medição de a intensidade incidente e transmitida de uma imagem monocromática e feixe de raios-X colimado ao passar por uma superfície de faces paralelas amostra. O coeficiente de atenuação linear é definido pela relação na Equação (7):

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.7)$$

Onde I é a intensidade dos raios-X transmitidos

I_0 é a intensidade dos raios-X incidentes

μ é o coeficiente de atenuação linear do material

x é a espessura do material

Com base na densidade de um material, atenuação linear coeficiente μ é responsável pelo contraste da imagem em medicina radiografia e ensaios industriais não destrutivos.

Um preciso as medições do coeficiente de atenuação linear requerem raios-X fonte, uma amostra, um detector e colimação para recusar radiação espalhada. A aplicação de *Lambert-Beer* é idealmente válida para feixes de raios-X monocromáticos fonte (Mousa, Kusminarto, & Suparta, 2017). Como os feixes de raios-X de baixa energia são mais absorvidos quando passa através de materiais do que o raio-X de energia mais alta feixes, para fontes policromáticas, resulta na atenuação de um amostra homogénea não sendo proporcional à sua espessura (Abbospour, Mahmoudian, & Islamian, 2022). Isso produz distorções e falsos gradientes de densidade devido a o endurecimento da viga. Assim, a radiografia comercial dispositivos que usam fontes de raios-X são filtrados com baixa energia radiografias para corrigir tais artefactos.

2.2.4. Formação da Imagem em radiografia convencional e digital

Existem diferenças significativas nos métodos de aquisição de dados de imagem entre a radiografia convencional e a digital.

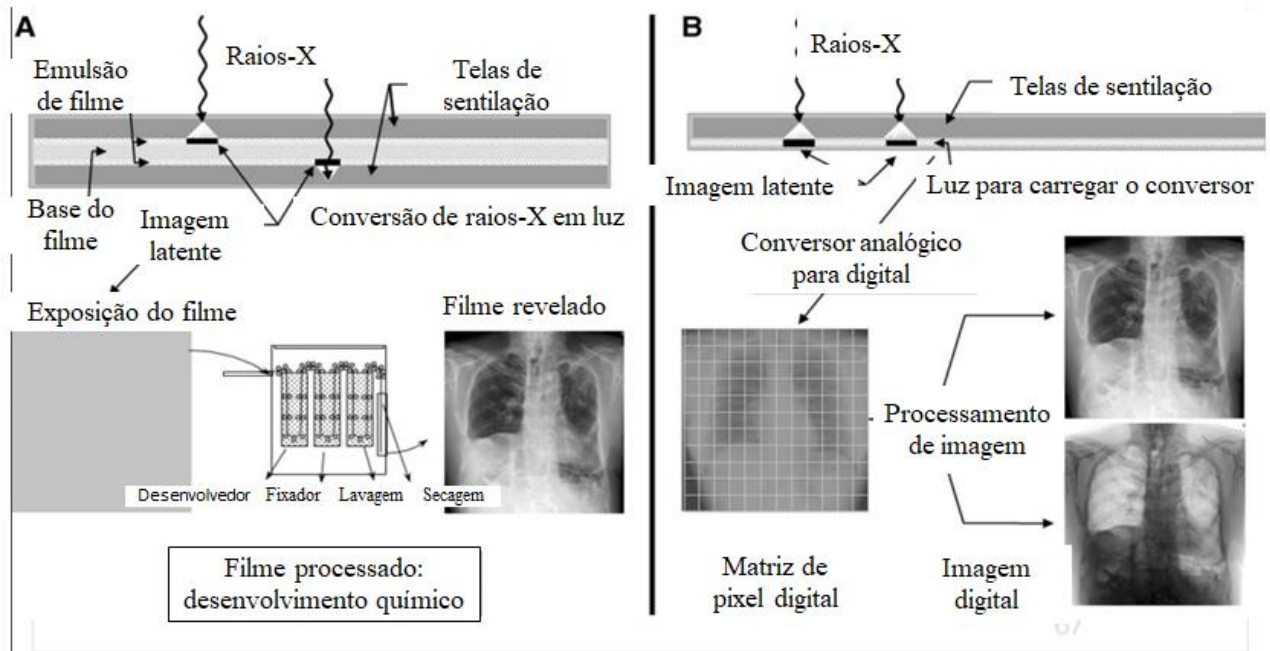


Figura 2.10: Processo de formação de imagem em radiografia convencional e digital (Reilly, 2019)

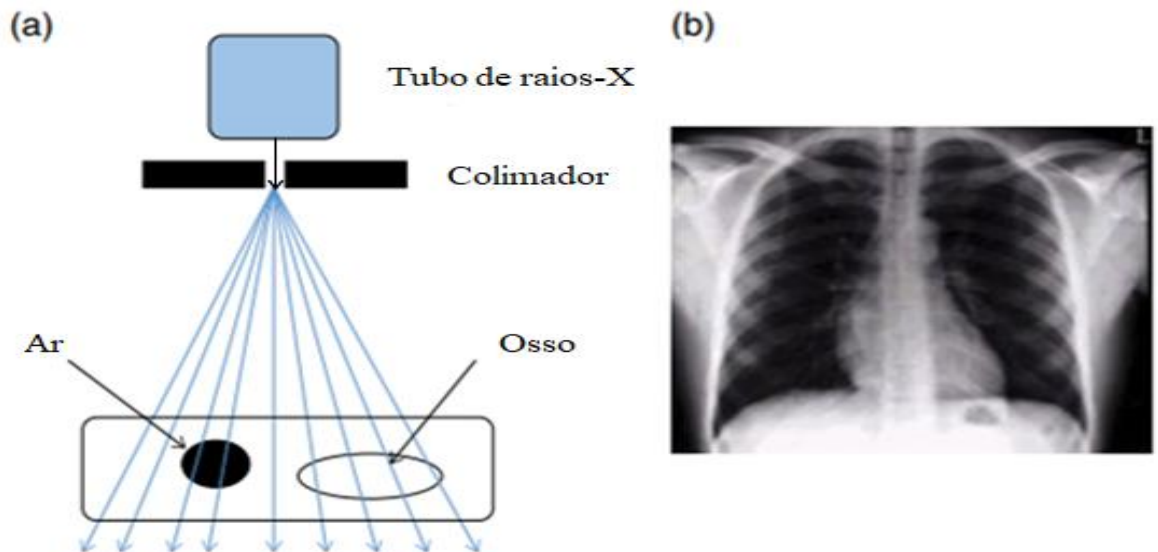


Figura 2.11: Revelação da imagem do tórax após aplicação da radiação (Adaptado)

- **Radiografia Convencional:**

Filme Fotográfico, na radiografia convencional, um filme fotográfico é usado como meio de aquisição de imagem. O feixe de raios-X passa através do objecto e atinge o filme colocado do outro lado. O filme é sensibilizado pela radiação dos raios-X e, em seguida, processado quimicamente para produzir a imagem latente. A imagem é revelada e fixada, tornando-se visível em um processo físico.

- **Radiografia Digital:**

Detector Digital, na radiografia digital, um detector digital de raios-X é usado para a aquisição de dados de imagem.

Detector de armazenamento de fósforo (CR), nesse método, um detector de armazenamento de fósforo é usado. O feixe de raios-X passa através do objecto e atinge o detector, que contém uma placa de fósforo. Os raios-X excitam os átomos no fósforo, que armazenam a energia. Em seguida, o detector é lido por um *scanner a laser* que libera a energia armazenada como luz. A luz é convertida em um sinal eléctrico e processada para formar a imagem digital.

Detector de painel de estado sólido (DR), nesse método, o feixe de raios-X passa através do objecto e atinge um painel de detectores de estado sólido, como o silício amorfo. Cada elemento do painel de detectores converte os raios-X em um sinal eléctrico (Alexandre, Costa, Corte, & Furquim, 2005). Os sinais eléctricos são processados digitalmente em tempo real e transformados em uma imagem digital.

Existem diferenças que são, na radiografia convencional, a imagem é formada em um filme fotográfico, que requer um processo químico para revelação e fixação. Já na radiografia digital, a imagem é adquirida por um detector digital, que converte a radiação em um sinal eléctrico. Os métodos de detecção digital incluem o uso de detectores de armazenamento de fósforo (CR) e detectores de painel de estado sólido (DR), que processam electronicamente os sinais para formar a imagem digital (Abt, et al., 2021). A radiografia digital oferece vantagens como visualização imediata, ajuste de contraste e manipulação pós-processamento, enquanto a radiografia convencional requer processamento físico e não permite a edição da imagem após a captura.

2.2.5. Parâmetros de aquisição de dados em aparelhos de raios-X

Os parâmetros de aquisição de dados em aparelhos de raios-X podem variar dependendo do tipo de equipamento e da técnica de imagem utilizada (Huda, 2010). No entanto, vou listar os principais parâmetros que são comumente ajustados durante a aquisição de dados em radiografia:

- **Tensão (kVp)**

A tensão dos raios-X, também conhecida como quilovoltagem pico (kVp), determina a energia dos raios-X emitidos pelo aparelho. Um kVp mais alto resulta em raios-X com maior energia, capazes de penetrar tecidos mais densos. Ajustar o kVp afecta o contraste e a qualidade geral da imagem.

- **Corrente do tubo de raios-X ou Miliamperagem (mA)**

A Corrente do tubo de raios-X ou miliamperagem (mA) controla a quantidade de corrente eléctrica aplicada ao tubo de raios-X. Isso afecta directamente a quantidade de raios-X produzidos. Aumentar o mA resulta em uma maior intensidade de raios-X, o que pode ser necessário para objectos mais densos ou para reduzir o tempo de exposição.

- **Tempo de Exposição**

O tempo de exposição controla a duração da exposição aos raios-X. É medida em milissegundos (ms) ou segundos (s). Um tempo de exposição mais longo permite a colecta de mais raios-X, resultando em uma imagem com maior quantidade de detalhes e menor ruído.

- **Atenuadores de raios-X ou Filtro de Feixe**

Os Atenuadores de raios-X ou filtros de feixe são utilizados para filtrar os raios-X antes de atingirem o objecto a ser examinado. Eles podem ser de diferentes materiais e espessuras, e sua selecção depende do tipo de exame e da densidade do tecido a ser penetrado. Os filtros de feixe podem ajudar a reduzir a radiação espalhada e melhorar a qualidade da imagem.

- **Distância Focal**

A distância focal é a distância entre o tubo de raios-X e o objecto sendo radiografado. Uma distância focal maior resulta em um feixe de raios-X mais paralelo, o que pode melhorar a nitidez da imagem. No entanto, uma distância focal maior também pode resultar em uma dose de radiação maior para o paciente.

Esses são alguns dos principais parâmetros de aquisição de dados em aparelhos de raios-X. É importante lembrar que esses parâmetros podem variar dependendo do tipo de exame e da tecnologia específica do equipamento.

2.3. Qualidade de equipamento de raios-X

Neste estudo foram realizados testes de Controlo de Qualidade baseados na (IAEA) (IAEA H. H., 2021) e (Alexandre, Costa, Corte, & Furquim, 2005). Para esses procedimentos foi seleccionado um equipamento de raios-X da rotina clínica dos Serviços de Radiologia do Hospital Central de Maputo (HCM), para realização dos seguintes testes:

A seguir são abordados de forma breve e clara o que visam esses testes.

2.3.1. Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios-X

O alinhamento e centralização inadequados do feixe afectarão a imagem radiográfica. O campo de luz definido precisa se alinhar bem com a área do feixe de raios-X para limitar o campo de radiação ao tamanho necessário e não perder nenhuma parte devido a possíveis desalinhamentos. Portanto, o objectivo deste teste é garantir a coincidência e o alinhamento do campo de luz colimado com o campo de raios-X. Outro aspecto é a coincidência do retículo do feixe de luz colimado com o centro do feixe de raios-X, que é o ponto de origem da imagem. A frequência de sua execução é de seis meses.

2.3.2. Exactidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo

O teste tem o objectivo de avaliar a exactidão e a reprodutibilidade da tensão de pico do tubo de raios-X. É importante testar este parâmetro e verificar se o valor da tensão indicada pelo comando coincide com o valor indicado no medidor de kV calibrado e se a tensão do gerador de raios-X é reprodutível. A frequência de sua execução é anual.

2.3.3. Rendimento do Tubo de Raios-X

Esse teste visa analisar a eficiência de conversão da energia cinética dos electrões em relação à produção de raios-X. A medida da quantidade de raios-X produzidos proporciona informações sobre a calibração do equipamento, condição do tubo de raios-X e qualquer mudança na filtração do feixe. Baixos valores do rendimento indicam um desgaste do tubo de raios-X ou do sistema como um todo. Altos valores no rendimento do equipamento sugerem erros na calibração do gerador de raios-X, tanto por alto valor da tensão quanto corrente. Outra possível causa, pode ser a remoção da filtração do tubo. Assim, a comparação do rendimento entre um controle de qualidade e outro é uma importante ferramenta de análise. A frequência de sua execução é anual.

2.3.4. Exactidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

O teste tem como objectivo avaliar a exactidão e a reprodutibilidade do indicador de tempo de exposição. Assim, deve-se analisar sua exactidão da mesma forma como ocorre com a tensão, dado que quanto maior o tempo de exposição maior será a probabilidade de movimento do paciente e da repetição da imagem e, conseqüentemente, maior será a dose absorvida. Além de mais, quanto maior for o tempo de exposição, maior será o enegrecimento do filme, o que leva à perda de detalhes. A frequência de sua execução é anual.

2.4. Qualidade de dosimetria de equipamento de raios-X

2.4.1. Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de *Kerma* no Ar ou dose

O teste de reprodutibilidade da taxa de *Kerma* no ar tem como objectivo verificar a reprodutibilidade da dose de radiação em exames de rotina. Com esse teste analisa-se, quando se aplica uma determinada técnica (valores de kV, mA, mAs), o equipamento reapresenta valores dentro da variação permitida pela Agencia Internacional de Energia Atômica. A frequência de sua execução é anual.

2.4.2. Dose ou *Kerma* de entrada na pele

Este teste é usado para estimar a dose do receptor de imagem que é determinada pelo sistema AEC. O resultado do teste é específico do sistema e precisa ser comparado com os valores de linha de base determinados durante o comissionamento e calibração do AEC. Vários parâmetros podem ser usados durante a calibração do sistema AEC (por exemplo, detector de *Kerma* no ar, índice de exposição) e as geometrias de medição podem ser com ou sem dispersão. Neste teste, o *Kerma* no ar do receptor de imagem é usado para estimar a dose de AEC em uma geometria livre de dispersão. No entanto, é importante definir a geometria e os parâmetros usados durante o comissionamento. A frequência de sua execução é anual.

2.4.3. Camada Semi-Redutora ou *Half-Value Layer* (CSR/HVL)

A camada semi-redutora diz respeito à espessura de material necessária para fazer com que o feixe de radiação se reduza à metade. O teste da camada semi-redutora tem como objectivo analisar a qualidade do feixe de raios-X, no tocante ao seu poder de penetração sobre o corpo do paciente.

A CSR/HVL é a indicadora da qualidade da radiação, pois, quanto mais energética (maior qualidade), maior será a espessura necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade. Portanto, quanto maior a qualidade, maior a CSR/HVL. É importante, em uma medida da CSR/HVL, que o feixe de radiação esteja bem colimado, pois com feixes divergentes aparecerão radiações secundárias, dando-nos uma

falsa CSR/HVL de valor maior. A frequência de sua execução é anual.

2.5. Dosimetria em radiografia convencional e digital

a) Exposição

É o quociente entre dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de iões de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os electrões (negativos e positivos) liberados pelos fotões no ar, em uma massa dm , são completamente travados no ar. Esta grandeza é válida para a radiação X e radiação gama (International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2007).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.8)$$

A sua unidade especial é o *Röntgen* (R) e no sistema internacional é representado por coulomb/kilograma e $1R = 2,58 \times \frac{10^{-4}C}{kg}$

b) Dose absorvida

Em 1950 foi introduzida a dose absorvida, que é a energia média cedida pela radiação ionizante à matéria por unidade de massa dessa matéria. Essa grandeza é definida para qualquer tipo de radiação ionizante e para qualquer meio, ao contrário da exposição. Sua unidade especial é o *Gray* (Gy) e no sistema internacional $1Gy = \frac{1J}{kg}$. A relação entre a energia média cedida $d\varepsilon$ numa massa dm constitui a dose absorvida D .

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.9)$$

Quando ocorre um balanço entre as partículas carregadas entrando e saindo do volume onde são detectadas, diz-se que há equilíbrio electrónico. Sob essa e mais algumas condições (em que as energias de ligação e de perdas por radiação podem ser desprezadas), o *Kerma* e a dose absorvida são praticamente iguais.

c) *Kerma* no Ar

Para radiações indirectamente ionizantes (fotões ou partículas não carregadas), define-se o *Kerma* K , como a relação entre energia cinética dE_{tr} de todas as partículas carregadas liberadas numa massa dm .

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.10)$$

A unidade correspondente, o $\left(\frac{J}{kg}\right)$, recebe também o nome especial de *Gray* (Gy).

A taxa de *Kerma* expressa a variação do *Kerma* ao longo de um intervalo de tempo dt :

$$K = \frac{dk}{dt} \quad (2.11)$$

A unidade da taxa de *Kerma* é o *Gray/segundo* ($\frac{Gy}{s}$), que corresponde a $\frac{J}{kg} \cdot s$

O *Kerma* no ar é a grandeza física directamente medida mais utilizada em laboratórios de calibração. Ao contrário da dose absorvida, pode ser prontamente determinada, e directamente aplicada. Pode ainda ser directamente relacionada com a grandeza exposição, ainda utilizada em muitos instrumentos. Valores de exposição expressos em *Röntgen* (R) podem ser prontamente convertidos em *Gray* (Gy).

$$1R = 0,876 \times 10^{-2}Gy$$

Essa relação é válida para a grandeza de *Kerma* no ar.

d) Produto *Kerma* no Ar-Área, PKA

É a integral do produto *Kerma* no ar livre no ar numa área A do feixe de raios-X em plano perpendicular ao seu eixo, pela área do feixe no mesmo plano, em unidades de $Gy \cdot cm^2$ (SI), dado por:

$$PKA = \int_A K_{ar}(A) dA \quad (2.12)$$

A radiação espalhada pelo paciente é excluída nesta definição.

2.6. Níveis de Referências em Diagnóstico de radiografia convencional e digital

No diagnóstico de radiografia convencional e digital, existem diferentes níveis de referência que são usados para ajudar os profissionais de saúde a interpretar e avaliar as imagens radiográficas (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), 2022*). Esses níveis de referência são importantes para garantir a precisão do diagnóstico e a identificação de qualquer anomalia ou condição médica presente nas imagens. Abaixo tem uma tabela com níveis de referência usados na radiografia convencional e digital, de acordo com Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA S. S., 2014).

Nível de Referência Radiográfico (NRDs) é a padronização das posições e técnicas de exposição usadas para obter imagens radiográficas de diferentes partes do corpo. Existem diferentes projecções e posições para cada região anatômica, e esses níveis de referência radiográfico ajudam a garantir que as imagens sejam consistentes e adequadas para fins diagnóstico

Tabela 2.1: Níveis de Referência de Dose (NRDs)

Tipo de exame	Valores de referência para ESD (dose de entrada na pele) para um paciente de tamanho padrão (70 kg) [mGy]	Níveis de orientação para ESD (dose de entrada na pele) para um paciente de tamanho padrão (70 kg) [mGy]
Tórax PA	0,3	0,4
Tórax LAT	1,5	1,5
Crânio PA	5,0	5,0
Crânio LAT	3,0	3,0
Coluna Lombar AP/PA	10,0	10,0
Coluna Lombar LAT	30,0	30,0
Junção Lombo-sacral LAT	40,0	40,0
Pélvis AP	10,0	10,0

Capítulo 3 : Materiais e Métodos

Neste capítulo são apresentados os principais materiais usados para avaliação dos equipamentos e de dose e a sua respectiva descrição. São apresentados os testes avaliados e a metodologia seguida para realização desta pesquisa.

3.1. Materiais

- Aparelho de Raios-X Alta Frequência 150kV, 630mA, XR 6000, GE; Modelo: 5331186, Ano 2021, HCM.

Material da ANEA

- Detector do estado sólido –*Iba Dosimetry GmbH*, modelo SRM 35100, nº de série: R17-0550;



Figura 3.1: Multi-detector de radiografia X (Iba, Quality Control in Medical Imaging, 2011)

3.1.1. Princípio Físico de funcionamento do detector semiconductor

Detector semiconductor é um dispositivo que após a interação da radiação com o detector os electrões são elevados da banda de valência para a banda condução, sendo aplicado o campo eléctrico há transportadores de cargas. Quando a radiação ionizante interage com um material semiconductor, ela pode criar pares electrão-buraco dentro da estrutura cristalina do material (Lutz, 2007). Isso ocorre porque a energia transportada pela radiação é suficiente para libertar os electrões de seus estados ligados na banda de valência do semiconductor, criando pares electrão-buraco no processo.

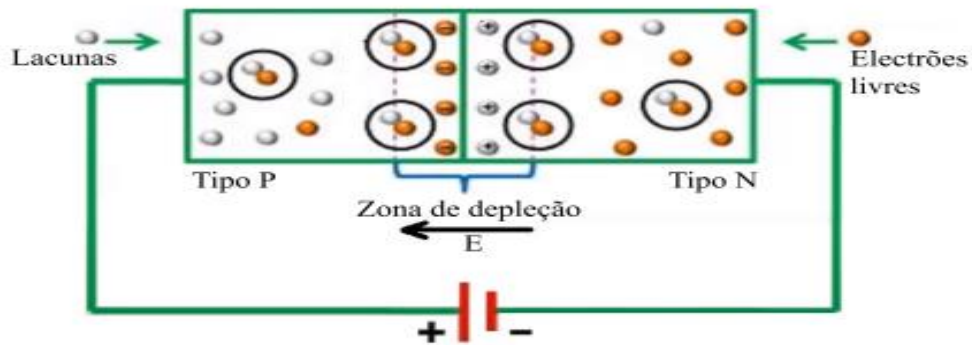


Figura 3.2: Geração e recombinação de portadores (Adaptado)

Os pares electrão-buraco gerados pela radiação são separados devido à presença de um campo eléctrico dentro do detector semiconductor. Normalmente, uma tensão de polarização é aplicada ao semiconductor para facilitar esta separação. Os electrões são atraídos em direcção ao eléctrodo carregado positivamente (ânodo), enquanto os buracos carregados positivamente se movem em direcção ao eléctrodo carregado negativamente (cátodo) (Dendooven, 2010). À medida que os pares electrão-buraco se movem em direcção aos respectivos eléctrodos, eles contribuem para o fluxo de corrente eléctrica através do material semiconductor (Tonazzo, 2021). Esta corrente é proporcional ao número de eventos ionizantes (interacções de radiação) que ocorrem dentro do detector e pode ser medida usando componentes electrónicos adequados.

- O fantoma de teste de acordo com *DIN 6868-4*

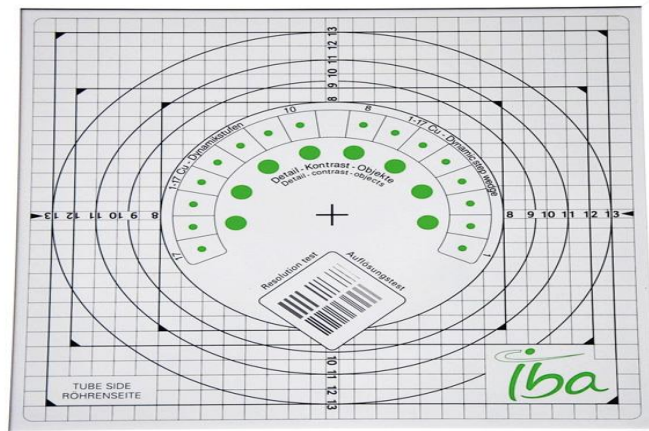


Figura 3.3: Um corpo estrutural composto por um bloco de *PMMA Prismus L* de 18,5 mm e uma placa de cobre de 1,5 mm. Está disponível em comprimentos de borda de 200 mm ou 300 mm (**Autor**)

- Placas de Absorvedores Alumínio nas espessuras de 99% de pureza: 0,101mm; 0,508mm e 1,016mm;
- O equipamento usado neste trabalho foi o da *IBA* usando um *software* com a seguinte nomenclatura *MagicMax*, pois era o único disponível para realizar os testes de controlo de qualidade e foi adquirido na Agencia Nacional de Energia Atómica (ANEA). Observa-se o medidor em uso para a colecta dos dados. Todos os dados colectados são transmitidos via cabo de informação para o computador e lidos pelo *software* em causa.

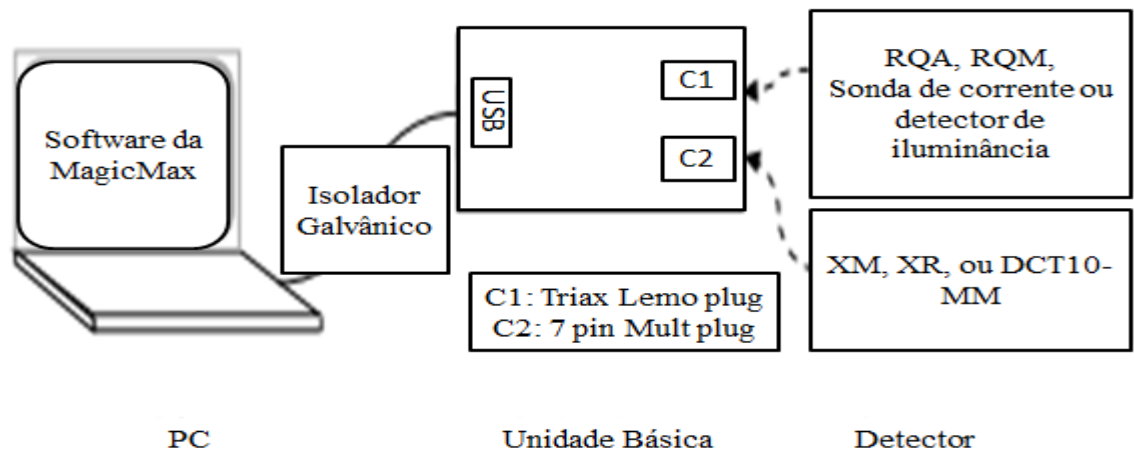


Figura 3.4: Sistema de recolha de dados da *MagicMax* 2.1.2 (Electrómetro) (Iba, USB Multimeter Magicmax universal SW Version 2.0 User's Guide, 2013)

- Base tripe para suporte;
- *BATT* – Ferramenta de teste de alinhamento de feixe de raios-X.

Verifica se o alinhamento da viga central é perpendicular ao receptor de imagem (Iba, USB Multimeter Magicmax universal SW Version 2.0 User's Guide, 2013). (Recomendado em combinação com teste dispositivos *DIGI-13*, *ETRI* e *Primus*.), sendo que este tem uma pequena esfera no seu centro superior e uma esfera no seu centro inferior o que permite fazer o teste de alinhamento de feixe de raios-X.



Figura 3.5: Cilindro de teste de alinhamento central do feixe de raios-X (Iba D. , 2007)

- Chassis;
- Fita métrica;
- Nível Bolha;
- Trena
- *MagicMaX Universal*, composto por (Iba, USB Multimeter Magicmax universal SW Version 2.0 User's Guide, 2013):
 - Unidade básica *MagicMaX Universal*;
 - Cabos USB, 1,8 m e 5 m;

3.2. Métodos

Neste estudo foram realizados alguns testes de controlo de qualidade baseados na série N° 47, da Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA) (IAEA H. H., 2021). Foram efectuados testes em equipamentos de raios-X convencional e digital no Serviço de Radiologia do Hospital Central de Maputo (HCM), sendo os dois são de média complexidade.

O teste de **reprodutibilidade** e **linearidade** da taxa é uma avaliação de qualidade realizada em sistemas de radiodiagnóstico para garantir que os equipamentos estejam funcionando correctamente e produzindo resultados consistentes e confiáveis (International Atomic Energy Agency (IAEA), Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology, 2023). A Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA) é uma organização que estabelece padrões e directrizes internacionais para a segurança e qualidade em radiologia.

Reprodutibilidade, refere-se à capacidade do equipamento de produzir resultados consistentes quando o mesmo procedimento é repetido várias vezes sob as mesmas condições

Exactidão, refere-se à proximidade dos resultados obtidos a um valor de referência ou objectivo, ou seja mede o quão preciso ou correcto é um resultado em relação ao valor desejado.

Linearidade, refere-se à capacidade do equipamento de produzir resultados que sejam proporcionais à configuração de exposição. Esses testes são importantes para garantir que o equipamento esteja funcionando correctamente e produzindo resultados confiáveis (International Atomic Energy Agency (IAEA), DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY: AN INTERNATIONAL CODE OF PRACTICE, 2007). A reprodutibilidade assegura que o equipamento é estável e consistente ao longo do tempo, enquanto a linearidade garante que os valores de cada grandeza sejam precisos em diferentes configurações de exposição. A IAEA estabelece protocolos específicos e critérios para realizar esses testes, e os técnicos em radiologia ou físicos médicos responsáveis pela qualidade e controle de qualidade em radiodiagnóstico devem seguir as directrizes recomendadas pela agência para garantir a conformidade e segurança dos equipamentos de radiologia.

➤ Testes de Controlo de Qualidade de Equipamentos de Raios-X

3.2.1. Sistema de Colimação e Alinhamento de Eixo Central de Feixe de Raios-X

3.2.1.1. Procedimentos

- Verificou-se, se a cúpula do equipamento de raios-X encontra-se nivelada em relação à mesa ou outro suporte adequado.

- Posicionou-se o ponto focal a 100cm da mesa ou suporte.
- Posicionou-se o chassi carregado sobre a mesa ou suporte.
- Posicionou-se o dispositivo para teste de tamanho de campo sobre o chassi.
- Abriu-se o colimador de forma a ajustar o campo luminoso ao campo do dispositivo de teste de tamanho de campo.
- Posicionou-se o cilindro para teste de alinhamento sobre o centro do dispositivo para teste do tamanho de campo.
- Faz-se uma exposição usando aproximadamente 50 kV e 3 mAs ou os valores recomendados pelo físico médico.
- Abre-se novamente o colimador de forma que o campo luminoso seja maior que o anterior.
- Repetiu-se a exposição com os mesmos parâmetros.
- Revelou-se o filme.

3.2.1.1.1. Análise da Imagem

Alinhamento do eixo central:

Verificar a localização da imagem da esfera do topo do cilindro.

- Se a imagem estiver dentro do primeiro círculo, a inclinação é $< 1.5^\circ$.
- Se a imagem estiver entre o primeiro e o segundo círculo, a inclinação é $< 3^\circ$.

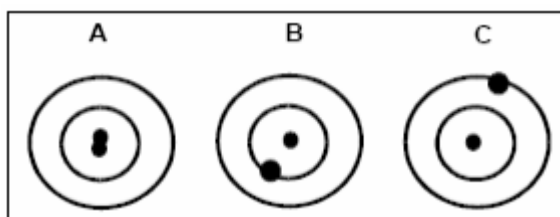


Figura 3.6: Ilustração da interpretação da imagem das duas esferas de aço do dispositivo de teste de alinhamento de feixe (**Adaptado**).

Coincidência do campo luminoso com o campo de radiação.

Mediu-se a maior e a menor distância entre as bordas do campo luminoso e do campo de radiação.

Interpretação dos Resultados:

- O ângulo de inclinação em relação ao eixo central do feixe deve ser $< 3^\circ$.
- A diferença entre as bordas do campo de radiação e as bordas do campo luminoso não deve

exceder 2% da distância entre o ponto focal e a mesa.

3.2.2. Exactidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo

3.2.2.1. Procedimentos

- Colocou-se o instrumento em uma superfície plana com sua área sensível voltada para o tubo de raios X. Certificando-se de que o feixe de raios-X esteja perpendicular e centralizado no instrumento.
- Definiu-se, a distância entre o ponto focal e o instrumento em 100 cm. Isso não é obrigatório; no entanto, é conveniente usar esta configuração para o cálculo da saída de radiação posteriormente.
- Recomenda-se posicionar o medidor de tensão de modo que sua área activa seja orientada perpendicularmente ao eixo ânodo-cátodo do tubo de raios X e manter o tamanho do campo o menor possível (por exemplo, 5 cm × 8 cm) para minimizar espalhamento. Use a mira do campo de luz para posicionar o detector no centro do campo de raios X.
- Selecionou-se um produto corrente-tempo do tubo que não sobrecarregue o tubo de raios X, mas que forneça dose suficiente para uma medição confiável (por exemplo, 40 mA · s com metade da corrente máxima permitida do tubo).
- Mediu-se a tensão do tubo ajustada manualmente e registou-se os resultados em pelo menos cinco configurações clinicamente relevantes (por exemplo, 60, 70, 80, 100 e 120 kVp).

3.2.2.1.1. Como analisar e interpretar os dados

Exactidão:

- Calculou-se, para cada série de medidas, a média das leituras de tensão obtidas.
- Determinou-se, para cada valor de tensão, o desvio (d) entre os valores nominais e os valores médios, utilizando a relação:

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{nom} - kVp_{medio}}{kVp_{nom}} \quad (3.1)$$

Sendo que,

kVp_{nom} é o valor nominal seleccionado no equipamento.

kVp_{medio} é a media das medidas realizadas, para cada tensão.

Reprodutibilidade:

- Calculou-se para cada série de medidas, o valor máximo (kVp_{max}) e o valor mínimo (kVp_{min})

entre as leituras de tensão obtidas.

- Determinou-se, para cada série de medidas, a reprodutibilidade $R(\%)$, utilizando a relação

$$R(\%) = 100 \frac{kVp_{max} - kVp_{min}}{\frac{kVp_{max} + kVp_{min}}{2}} \quad (3.2)$$

O desvio dos valores de quilo voltagem medidos dos valores nominais deve estar dentro de $\pm 5\%$ ou ± 5 kV, o que for maior. Esses valores são definidos como níveis de correcção na literatura referenciada, o que significa que acções devem ser tomadas quando tais desvios são observados. No entanto, a Comissão Electrotécnica Internacional (IEC) recomendam um nível de suspensão de $\pm 10\%$ ou ± 10 kV, o que for maior. No caso de $\pm 10\%$ ou ± 10 kV, o sistema não deve ser usado até que acções correctivas sejam tomadas.

3.2.3. Rendimento do Tubo de Raios-X

3.2.3.1. Procedimentos

- Foi seleccionado um valor de tensão igual a 80 kVp (medido);
- Escolheu-se um valor de mA e um valor de tempo ou um valor de 80 mAs e um valor de tempo de exposição de 12,2 ms ;
- Ajustar-se a distância foco-detector para 50 cm;
- Posicionou-se o multi-detector ou dosímetro sobre a mesa ou suporte adequado, alinhado com o tubo;
- Ajustou-se o tamanho e o centro do campo de luz, de forma a cobrir o volume sensível do multi-detector;
- Faz-se quatro exposições

3.2.3.1.1. Como analisar e interpretar os dados

Calculou-se o rendimento $Y(d)$, utilizando a equação seguinte:

$$Y \left(\frac{mGy}{mAs} \right) = \frac{M_c}{P_{It}} \times \left(\frac{d_{FDD}}{d_{ref}} \right)^2 \quad (3.3)$$

Onde:

M_c é a leitura corrigida do instrumento (μGy) segundo o catalogo de calibração do IBA é igual a

137,50 μ Gy;

d_{FDD} é o ponto focal para a distância do instrumento (m);

d_{ref} é a distância de referência e é igual a um (1m);

P_{It} é a carga ou produto corrente-tempo (mA·s).

Interpretação dos resultados

Se os valores de tensão e de corrente e a camada semi-redutora estiverem correctos, o valor encontrado para o rendimento $Y(d)$ deve ser considerados como linha de base para os testes futuros.

Os desvios devem estar dentro de $\pm 20\%$ da linha de base determinada durante o comissionamento como nível de correcção e $\pm 50\%$ como nível de suspensão.

A saída de radiação para filtração total de Al de 2,5 mm e exposições a 80 kV deve estar na faixa de 25 μ Gy/(mA·s) a 80 μ Gy/(mA·s). Observação: A filtração total é um factor importante quando se considera a saída de radiação. Os critérios devem ser adaptados quando uma espessura de filtração maior é usada. O valor superior da faixa fornecida pode ser ainda maior para alguns sistemas de raios-X com desempenho satisfatório.

3.2.4. Exactidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

3.2.4.1. Procedimentos

- Colocou-se o instrumento em uma superfície plana com sua área sensível voltada para o tubo de raios X. Certifique-se de que o feixe de raios-X esteja perpendicular e centralizado no instrumento.
- Definiu-se a distância entre o ponto focal e o instrumento em 100 cm. Isso não é obrigatório; no entanto, é conveniente usar esta configuração para o cálculo da saída de radiação.
- Recomenda-se posicionar o detector de estado sólido de modo que sua área activa seja orientada perpendicularmente ao eixo ânodo-cátodo do tubo de raios-X e manter o tamanho do campo o menor possível (por exemplo, 5 cm \times 10 cm) para minimizar a dispersão e garantir uma geometria de feixe estreita. Usou-se o feixe do campo de luz para posicionar o detector no centro do campo de raios-X.
- Usou-se o modo de exposição manual e seleccionou-se 80 kV e uma combinação corrente-tempo que resulte em uma exposição de cerca de 40 mA·s (por exemplo, 400 mA e 100 ms).
- Fez-se cinco exposições usando as mesmas configurações e registou-se os resultados.

3.2.4.1.1. Como analisar e interpretar os dados

Reprodutibilidade

- Calculou-se, para cada série de medidas, o valor máximo (t_{max}) e o valor mínimo (t_{min}) entre as leituras de tensão obtidas.
- Determinou-se, para cada série de medidas, a reprodutibilidade $R(\%)$ utilizando a expressão seguinte:

$$R(\%) = 100 \frac{t_{max} - t_{min}}{\frac{t_{max} + t_{min}}{2}} \quad (3.4)$$

Onde:

t_{max} é o tempo máximo medido pelo detector para cada tensão aplicada

t_{min} é o tempo mínimo medido pelo detector para cada tensão aplicada

Exactidão

Calculou-se a média dos valores tempo obtidos para cada tempo escolhido, o desvio padrão percentual(%):

$$d(\%) = 100 \frac{t_{nom} - t_{medio}}{t_{nom}} \quad (3.5)$$

Onde:

t_{nom} é o valor do tempo escolhido no equipamento.

Interpretação dos dados

O desvio da saída de radiação medida deve estar dentro de $\pm 20\%$ do valor médio;

A reprodutibilidade do tempo de exposição deve ser inferior a $\pm 5\%$.

➤ Testes de Controlo de Dosimetria em Equipamentos de raios-X

3.2.5. Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de *Kerma* no Ar

3.2.5.1. Procedimentos

- Selecionou-se dois valores distintos de corrente e um valor de tempo (ou dois valores de mAs);
- Escolheu-se um valor de tensão dentro da faixa utilizada clinicamente;
- Anotou-se a distância foco-detector utilizada;
- Regulou-se o tamanho e o centro de campo de luz cobrindo todo o volume sensível do detector;
- Realizou-se três exposições para o primeiro valor de mA ou mAs seleccionado;
- Repetiu-se para os demais valores de mA ou mAs seleccionados.

3.2.5.1.1. Como analisar e interpretar os dados

Linearidade

- Calculou-se o valor médio das leituras obtidas (L_{medio}), para cada valor de mAs.
- Dividiu-se o valor médio calculado, pelo mAs correspondente ($R = \frac{L_{medio}}{mAs}$).
- Seleccionou-se o valor máximo de (R_1) e o valor mínimo de (R_2) e calculou-se a linearidade $L(\%)$.

$$L(\%) = 100 \frac{R_{max} - R_{min}}{\frac{R_{max} + R_{min}}{2}} \quad (3.6)$$

Onde:

$R_{max} = \frac{L_{medio}}{mAs}$, é o valor máximo calculado

$R_{min} = \frac{L_{medio}}{mAs}$, é o valor mínimo calculado

Reprodutibilidade

- Para cada valor de mAs seleccionado, seleccionou-se o valor máximo (L_{max}), o valor mínimo (L_{min}) e calculou-se a reprodutibilidade $R(\%)$:

$$R(\%) = 100 \frac{L_{max} - L_{min}}{\frac{L_{max} + L_{min}}{2}} \quad (3.7)$$

Interpretação dos dados

Linearidade: deve ser $\pm 25\%$

Reprodutibilidade: deve estar dentro de $\pm 35\%$

3.2.6. Dose ou *Kerma* de entrada na pele

3.2.6.1. Procedimentos

- Colimou-se o feixe de raios-X de modo que cobrisse uma área de aproximadamente 10 cm \times 10 cm na área sensível do instrumento de referência. Não se deve alterar o tamanho do campo ao longo desta medição;
- Fez-se exposições manuais, irradiando o instrumento de referência e o medidor *Kerma* de entrada na pele simultaneamente usando combinações de voltagem do tubo e filtração total que são tipicamente usadas em aplicações clínicas;

- Registou-se as medições do medidor *kerma* de entrada na pele e as obtidas pelo instrumento de referência;
- Removeu-se o instrumento de referência e posicionou-se um receptor de imagem apropriado perpendicular ao eixo central do feixe de raios-X na mesma distância do ponto focal;
- Expôs-se o receptor de imagem para determinar o tamanho do campo, usando parâmetros de baixa exposição (para esta experiência foram usadas esses parâmetros de exposição, 60 kVp e (5, 10 e 20 mA · s)).

3.2.6.1.1. Como analisar e interpretar os dados

Calculou-se o *Kerma* no ar, $K(d)$, no ponto de medição (a uma distância, d , do foco de raios X) usando a Equação (3.8). Nesta equação, k_{TP} é o factor de correcção para temperatura e pressão, N_{K,Q_0} é o coeficiente de calibração do dosímetro e k_Q é o factor que corrige as diferenças na resposta do dosímetro na qualidade de calibração Q_0 e na qualidade Q do feixe de raios X clínicos. Esta qualidade é indicada pelo valor do HVL. Calcule o valor médio das leituras do dosímetro, \bar{M} .

$$K(d) = \bar{M} N_{K,Q_0} k_Q k_{TP} \quad (3.8)$$

O factor de correcção k_{TP} é unitário para dosímetros com semicondutores detectores. Para dosímetros com câmaras de ionização é dado por:

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \left(\frac{p_0}{p} \right) = 1 \quad (3.9)$$

Avaliação indirecta do *Kerma* no ar incidente

A lei do inverso do quadrado é usada para calcular o *Kerma* no ar incidente a partir da saída do tubo de raios-X e parâmetros de exposição para exames de pacientes.

Para cada exposição, calculou-se o *Kerma* no ar incidente a partir dos parâmetros de exposição registados na planilha (tensão do tubo e carga do tubo, foco do tubo de raios-X até a distância de suporte do paciente, distância das medições de saída do tubo de raios-X e espessura do fantoma) usando a equação abaixo.

$$K_i = K(d) \left(\frac{d}{d_{FTD} - t_P} \right)^2 \quad (3.10)$$

Onde: d , distância do foco do tubo;

d_{FTD} e t_p são o foco do tubo para a distância de suporte do paciente e a espessura do fantoma, respectivamente.

Kerma no ar e na superfície de entrada

- Calculou-se o *Kerma* no ar incidente para parâmetros de exposição registados durante o exame (veja acima).
- Calculou-se o *Kerma* no ar na superfície de entrada usando a e o factor de retrodifusão apropriado para água do Apêndice VIII do Manual da IAEA série N° 457. A selecção do factor de retrodifusão é baseada no HVL medido e no tamanho do campo usado durante o exame:

$$K_e = B \cdot K_i \quad (3.11)$$

Onde:

K_i é o *Kerma* incidente no ar estabelecido para um determinado conjunto de parâmetros de exposição e B é o factor de retro-espalhamento para a água e o tamanho de campo seleccionado.

Interpretação dos dados

O desvio da dose do receptor de imagem do valor da linha de base deve estar dentro de $\pm 30\%$.

3.2.7. Camada Semi-Redutora ou *Half-Value Layer* (CSR/HVL)

3.2.7.1. Procedimentos

- Seleccionou-se um valor de tensão igual a 80 kVp (medido);
- Seleccionou-se um valor de 20 a 40 mAs;
- Posicionou-se o multi-detector/dosímetro dentro do campo de radiação, centralizada em relação ao feixe de raios-X, tal que a distância foco-detector seja de 50 cm;
- Realizou-se quatro exposições sem atenuadores;
- Anotou-se os valores das leituras;
- Realizou-se novas exposições adicionando atenuadores de 0,1 mm ou de 0,5 mm a meia (50 cm) distância entre o multi-detector/dosímetro e o tubo de raios-X, até obter uma leitura de exposição inferior à metade do valor inicial;
- Anotou-se todos os valores das leituras;
- Retirou-se as lâminas de alumínio, realizar uma exposição e anotar o valor da leitura.

3.2.7.1.1. Como analisar e interpretar os dados

- Calculou-se M_0 como sendo a média dos valores do tempo de exposição lido pelo dosímetro (ms) medidos sem filtros
- Calculou-se o valor da CSR/HVL utilizando a equação seguinte:

$$CSR = HVL = \frac{t_2 \ln\left(\frac{2M_1}{M_0}\right) - t_1 \ln\left(\frac{2M_2}{M_0}\right)}{\ln\left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \quad (3.12)$$

Onde:

M_1 é a leitura da exposição imediatamente superior a $\frac{M_0}{2}$;

M_2 é a leitura da exposição imediatamente inferior a $\frac{M_0}{2}$;

t_1 é a espessura de Al correspondente à leitura M_1 ;

t_2 é a espessura de Al correspondente à leitura M_2 .

O CSR/HVL precisa cumprir os valores mínimos especificados nos regulamentos nacionais. Se tais requisitos não estiverem disponíveis nos regulamentos, padrões internacionais e nacionais podem ser aplicados. A norma IEC 60601-1-3 recomenda que a 80 kV, o primeiro HVL para sistemas de raios-X comercializados antes de 1º de Junho de 2012 não seja inferior a 2,3 mm Al; para sistemas comercializados após essa data, o valor recomendado é de 2,9 mm Al.

NB. O alumínio é escolhido para testes de camada semi-redutora devido à sua absorção previsível de raios-X e padronização amplamente aceita, o que facilita comparações precisas. Além disso, é económico, disponível em várias espessuras e estável quimicamente, tornando-o prático para avaliações consistentes.

Capítulo 4 : Resultados e Análise

Neste capítulo são apresentados os resultados que foram obtidos durante a realização da pesquisa e suas análises ou discussões

4.1. Resultados

Para elucidar bem, os resultados obtidos, são apresentados tabelas que correlacionam os parâmetros qualidade de equipamentos e os de qualidade da dose. Sendo que os cálculos foram efectuados com recurso a *Excel* e os gráficos foram produzidos com recurso ao *Python* a versão *online* o *Google Colab*.

4.1.1. Avaliação da Qualidade de Equipamentos de raios-X

As tabelas 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4 apresentam os resultados de inclinação e coincidência de campo, exactidão e reprodutibilidade de tensão de tubo e de tempo de exposição, e rendimento de tubo de raios-X.

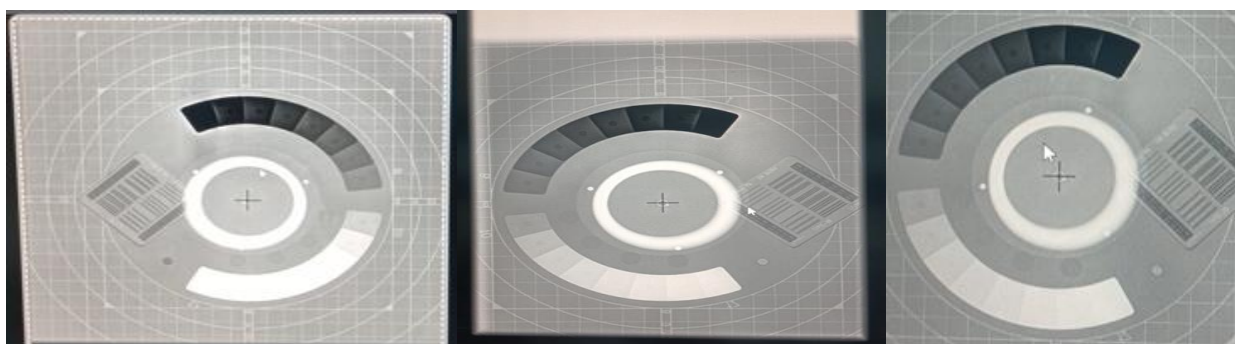


Figura 4.1: A figura mostra o teste de sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios-X para três campos diferentes com valores fixos de kVp de 50, 63 mA, 50 mA e 3,2 mAs respectivamente.

Teste de Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios-X

Tabela 4.1: Teste de Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios-X

Medição	Tensão nominal (kVp)	Intensidade da corrente (mA)	Tempo de Exposição (ms)	Produto corrente tempo (mAs)	Inclinação	Inclinação Referência IAEA	Coincidência entre campos	Coincidência entre campos para IAEA
I					< 1,5		0,3 cm	
II	50	63	50	3,2	< 3	≥ 1	0,1 cm – 0,2 cm	< 2 cm
III					< 1,5		0,5 cm	

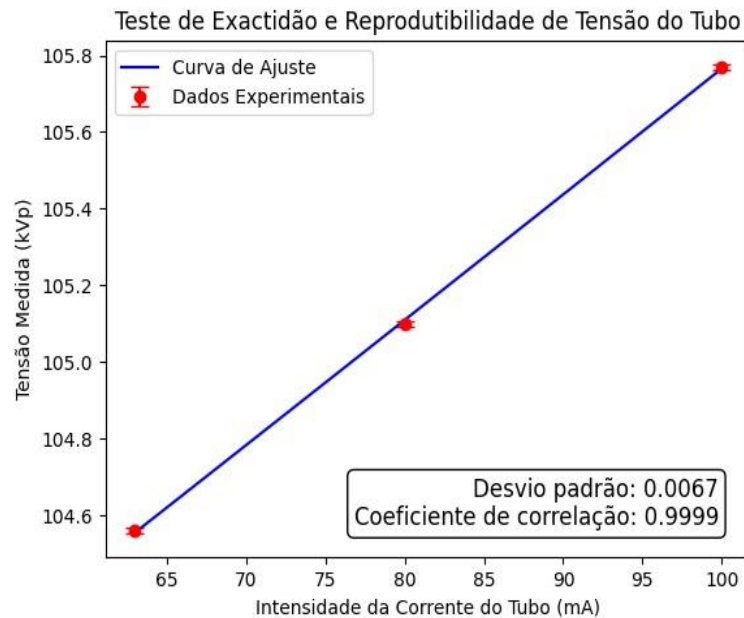
Teste de Exactidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo

O teste tem o objectivo de avaliar a exactidão e a reprodutibilidade da tensão de pico do tubo de raios-X

Tabela 4.2: Teste de Exactidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo

Tensão do tubo (kVp)	Carga /Produto corrente tempo (mAs)	Intensidade da corrente do tubo (mA)	Tensão Real (kVp)	Exactidão (%)	Referência da IAEA para exactidão (%)	Reprodutibilidade (%)	Referência da IAEA para reprodutibilidade (%)
100	10	63	104,35	-4,57%	±5%	1,16%	±10%
			105,25				
			104,04				
			104,63				
	80	105,28	-4,85%	±5%	0,86%	±10%	
		105,11					
		104,56					
		105,46					
	100	100	105,04	-5,77%	±5%	2,51%	±10%
			105,04				
			105,28				
			107,72				

Gráfico 4.1: O gráfico mostra a relação entre a tensão medida através do multi-detector e a intensidade nominal da corrente do tubo.



Teste de Rendimento do Tubo de Raios-X

Este teste visa aferir se o tubo de raios-X apresenta uma boa exposição em função do produto corrente.

Tabela 4.3: Teste de Rendimento do Tubo de Raios-X

Intensidade da corrente (mA)	Tensão Real (kVp)	Distância Focal d_{FTD} (cm)	Exposição (mGy)	Rendimento Y ($\mu Gy/(mAs)$)	Rendimento Y ($\mu Gy/(mAs)$) Segundo IAEA	Desvio da tensão real (%)	Desvio da tensão real (%) Segundo IAEA
63	82,91	50	0,04284	17,19	25 ($\mu Gy/(mAs)$) à 80 ($\mu Gy/(mAs)$)	-3,47%	±20%
	82,77		0,04181				
	82,90		0,04174				
	82,88		0,04227				
	82,92		0,04221				

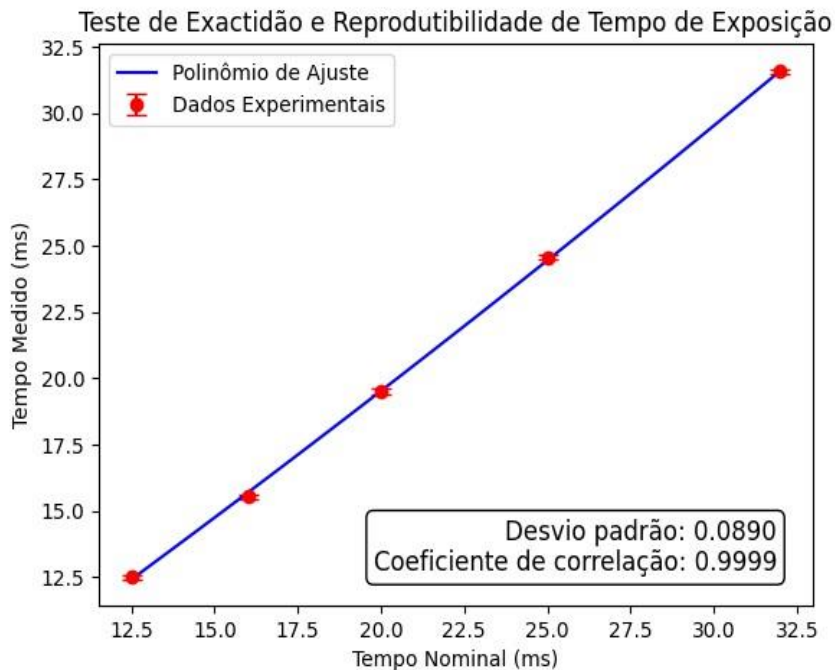
Teste de Exactidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

O teste visa avaliar estes parâmetros para ver se estão em conformidade com as normas estabelecidas.

Tabela 4.4: Teste de Exactidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

Medição	Tensão do tubo (kVp)	Tempo Nominal (ms)	Corrente do tubo (mA)	Tempo Real (ms)	Exactidão (%)	Referência da IAEA da Exactidão	Reprodutibilidade (%)	Referência da IAEA para Reprodutibilidade (%)
I		12,5		12,5	4%		0%	
				12,5				
				12,5				
				12,5				
II		16		15,5	2,8%		0,64%	
				15,6				
				15,5				
				15,6				
III	80	20	63	19,5	2,5%	±20%	0%	≤ 5%
				19,5				
				19,5				
				19,5				
IV		25		24,5	1,8%		0,40%	
				24,6				
				24,6				
				24,5				
V		32		31,6	1,4%		0,32%	
				31,5				
				31,5				
				31,6				

Gráfico 4.2: O gráfico mostra o tempo do aparelho do raios-X e o tempo medido através do multi-detector.



Tempo Real é tempo medido directamente pelo detector e representa a duração exacta da exposição à radiação, sendo que tempo nominal é o tempo definido pelo operador do aparelho e representa a duração planejada da exposição à radiação.

4.1.2. Testes de dosimetria

As tabelas 4.5, 4.6 e 4.7 apresentam resultados de testes de dosimetria, a linearidade e reprodutibilidade de *kema* no ar, *kerma* de incidência no ar, *kerma* de entrada na pele e camada semi-redutora respectivamente

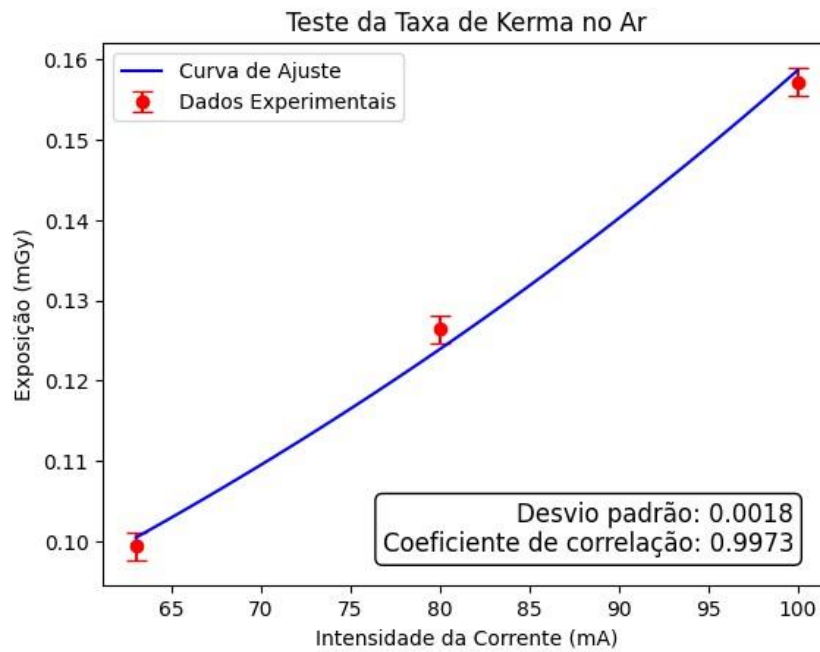
Teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de *Kerma* no Ar

Na caracterização do equipamento, a medição da dose (*Kerma* no ar) foi feita com a AI posicionada a 60 cm do foco, com 5, 10 e 20 mAs respectivamente. Conforme o referido no capítulo 3.

Tabela 4.5: Teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de *Kerma* no Ar;

Tensão Do tubo (kVp)	Distância Focal d_{FTD} (cm)	Tempo do tubo (ms)	Intensidade da corrente do tubo (mA)	Leituras (mGy)	Linearidade (%)	Referência da Linearidade segundo a IAEA (%)	Reprodutibilidade (%)	Referência da IAEA para Reprodutibilidade (%)
60	60	80	63	0,0996 0,0993 0,0995 0,0994 0,0993			0,31%	
60	60	80	80	0,1263 0,1268 0,1263 0,1265 0,1268	45,05%	±25%	0,40%	±35%
60	60	80	100	0,1575 0,1572 0,1571 0,1569 0,1573			0,38%	

Gráfico 4.3: O gráfico mostra a relação entre a exposição e a intensidade da corrente.



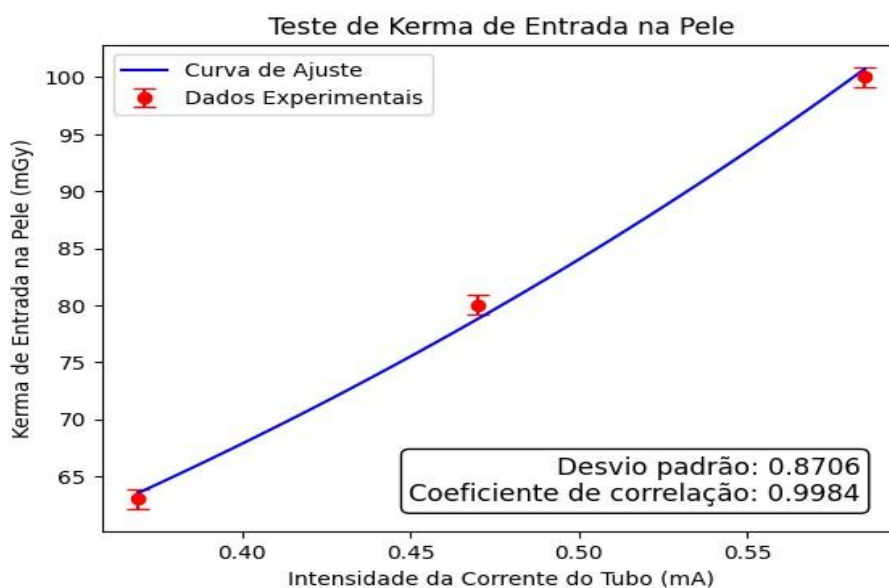
Dose ou Kerma de entrada na pele

A avaliação da dose de entrada na pele foi feita através da análise que do efeito que kVp, mA e o tempo de exposição têm no valor do Kerma no ar e DEP, conforme descrito no capítulo 3.

Tabela 4.6: Dose ou Kerma de entrada na pele

Tensão do tubo (kVp)	Distância Focal d_{FTD} (cm)	Tempo de Exposição do tubo (ms)	Intensidade da corrente do tubo (mA)	Leituras (mGy)	Kerma no Ar $K(d)$ (mGy)	Kerma de incidência no Ar K_i (mGy)	Kerma de entrada na pele K_e (mGy)	Referência da IAEA de kerma de entrada na pele K_e (mGy)
60	60	80	63	0,0996 0,0993 0,0995 0,0994 0,0993	1,0021	0,2600	0,3692	$0,3692 \pm 1,18 \times 10^{-4}$
60	60	80	80	0,1263 0,1268 0,1263 0,1265 0,1268	1,2756	0,3310	0,4700	$0,3692 \pm 1,18 \times 10^{-4}$
60	60	80	100	0,1575 0,1572 0,1571 0,1569 0,1573	1,5876	0,4120	0,5850	$0,3692 \pm 1,18 \times 10^{-4}$

Gráfico 4.4: O gráfico mostra a relação entre o Kerma de entrada na pele e a intensidade da corrente.



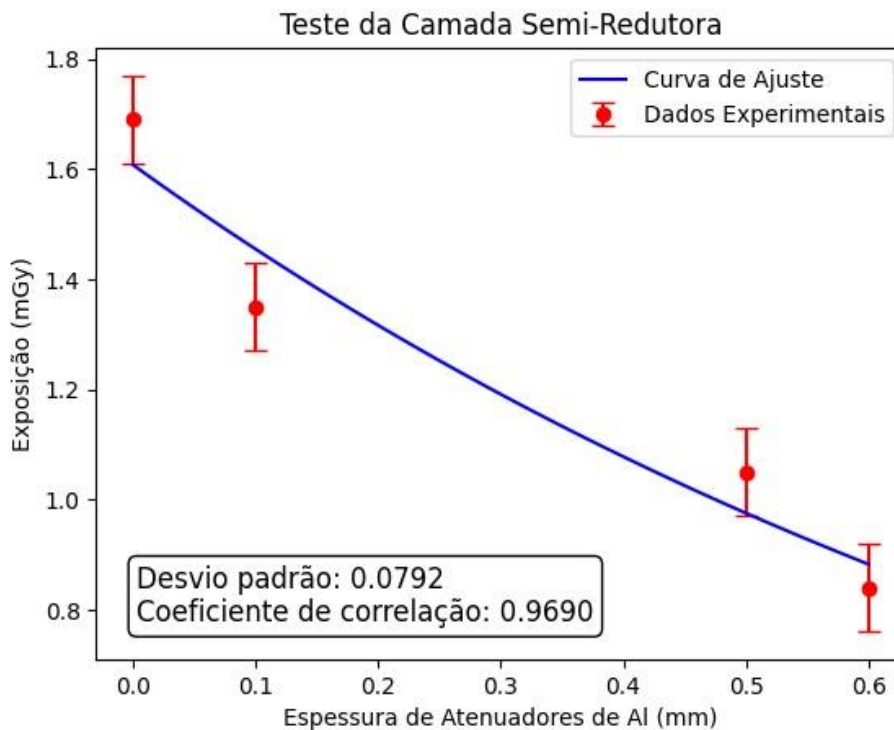
Teste da Camada Semi-Redutora (CSR/HVL)

Espera-se que a adição de placas de Al cause atenuação do feixe e que exposição seja menor. Portanto, essa adição de placas é feita até que o valor de exposição seja correspondente a 50% do valor inicial medido na ausência de placas de Al. A Tabela 8 contém os valores de exposição obtidos para diferentes espessuras de Al.

Tabela 4.7: Teste de Camada Semi-Redutora (CSR/HVL)

Tensão do tubo (kVp)	Intensidade da corrente do tubo (mA)	Tempo de exposição lido pelo dosímetro (ms)	Distância Focal d_{FTD} (cm)	Espessura de atenuadores de Al (mm)	Exposição (mGy)	HVL/CSR (mmAl)	Referência da IAEA HVL (mmAl)
80	500	78,5	50	----	1,759	0,58	> 2,9
		78,6		----	1,737		
		78,4		----	1,642		
		78,5		----	1,624		
		62,4			1,403		
		62,7			1,389		
		62,4		0,1	1,316		
		62,6			1,300		
		48,6			1,092		
		48,7			1,084		
		48,4		0,5	1,026		
		48,6			1,011		
		38,7			0,874		
		38,7			0,864		
		38,6		0,6	0,817		
		38,6			0,809		

Gráfico 4.5: O gráfico mostra a relação entre a exposição e as espessuras de atenuadores de Al, que é dispersão dos pontos.



4.2. Análise

4.2.1. Para testes de controlo de qualidade de equipamentos

- No teste de Sistema de Colimação, a partir da Figura 4.1 verificou-se, que o campo de radiação coincidir com o campo de luz, ter-se-á um bom alinhamento. Se uma borda do campo coincidir com o primeiro ponto ($\pm 1 \text{ cm}$) afastado da linha, isto significa que a borda do campo de raios-X e o campo de luz estão desalinhados até 1% da DFF (distância foco-filme) a 1 metro. Similarmente, uma borda caindo sobre o segundo $\pm 2 \text{ cm}$ ponto indicara um erro de 2%. Os resultados obtidos mostram que as diferenças entre as bordas do campo de radiação e o campo luminoso não excederam as tolerâncias que IAEA estabelece.
- Ao avaliar o alinhamento do eixo central do feixe de raios-X, verificou-se que o campo de radiação apresentou desvio de alinhamento menor que 3° em relação ao eixo perpendicular ao plano receptor da imagem, sendo que estes dados foram analisados de acordo com as tolerâncias vigentes no IAEA. De acordo com a Figura 4.1 e dos resultados da Tabela 4.2, as distâncias encontradas entre os pontos são de (0,3 cm, 0,2 cm e 0,5 cm) (menor que 2% da DFF), estando deste modo em concordância com as normas internacionais. Se há divergência entre feixe de raios-X com o campo luminoso cria-se um barramento geométrico (penumbra) e distorção.
- Para Teste de Exactidão e Reprodutibilidade de Tensão de Tubo, de acordo com a tabela 4.3, os valores de exactidão obtidos são ($-4,57\%$, $-4,85\%$ e $-5,77\%$) para cada corrente eléctrica (63, 80, 100 mA respectivamente), sendo que estes valores estão dentro dos padrões da IAEA ($\pm 5\%$). Os valores de reprodutibilidade são (1,16%, 0,8% e 2,51%) para cada valor de corrente eléctrica (63,80, 100 mA) sendo que estes estão dentro das normas vigentes na IAEA ($\pm 10\%$), isto significa que o equipamento avaliado se encontra em perfeitas condições de uso para este teste. Pelo Gráfico, é visível o aumento de Intensidade da corrente do tubo à medida que o kVp aumenta. Para qualquer valor de filtração adicional, o Gráfico 4.1 aproxima-se à uma função linear e a correlação entre tensão do tubo (kVp) e corrente do tubo (mA) é elevada, com $R^2 > 0,99$. Isto faz com que seja possível “prever” o valor de intensidade da corrente do tubo a partir dum valor de kVp adoptado. A Tabela 4.3 contém resultados deste teste, através das quais o valor de intensidade da corrente do tubo pode ser calculado a partir de kVp.

- O teste de rendimento do tubo, sendo que este teste segue as metodologias recomendadas no capítulo 3, é utilizado para avaliar a percentagem de raios-X que são produzidos em relação ao feixe total de electrões que chegam ao ânodo. Sendo assim o teste feito teve como rendimento de $17,19 \frac{\mu Gy}{mAs}$, de acordo com a Tabela 4.4, sendo que a IAEA recomenda valores para rendimento $25 \frac{\mu Gy}{mAs}$ à $80 \frac{\mu Gy}{mAs}$ o rendimento da tensão do tubo não se encontra dentro dos padrões vigentes na IAEA, sendo necessário repetir-se o teste ou seja pode se reparar o tubo de raios-X para dar o devido valor do rendimento e o valor do desvio da tensão real foi de $-3,47\%$, de acordo com a IAEA o valor do desvio padrão para este teste está no intervalo de $\pm 20\%$, para este teste o valor de desvio das tolerâncias esta dentro dos padrões cumprindo aquelas que são as normas do IAEA. Um dos factores que pode explicar essas discrepâncias prende-se com as próprias incertezas de medição dos dados experimentais ou a calibração dos instrumentos de medição bem como o tempo de resposta do multi-detector sendo que este poderá ter um tempo de resposta lento. Para o caso de medições de grandezas dosimétricas em exposições de pacientes a raios-X para diagnóstico, valores de incertezas até 20% são aceites.
- O tempo de exposição é um intervalo de tempo que o feixe de fótons de raios-X permanece expondo o paciente à radiação ionizante. Um tempo incorrecto em sua exactidão e reprodutibilidade pode causar uma exposição insuficiente ou uma super exposição do paciente à radiação ionizante. O teste de exactidão do tempo de exposição verifica se o tempo seleccionado no painel de comando corresponde ao tempo de disparo do feixe. Sendo que para este teste obteve-se os seguintes resultados de acordo com a Tabela 4.5 para exactidão (4%, 2,8%, 2,5%, 1,8% e 1,4%), estão dentro do intervalo estabelecido pela IAEA ($\pm 20\%$), para reprodutibilidade o teste tem os seguintes valores (0%, 0,64%, 0%, 0,40% e 0,32%), sendo que estes também estão dentro das normas estabelecidas pela IAEA ($\leq 5\%$), com isto pode-se concluir que para este teste o equipamento funciona devidamente. Pelo Gráfico 4.2, é visível o aumento de tempo de exposição medido em relação ao tempo de exposição nominal, o gráfico aproxima-se à uma função linear e a correlação entre tempo de exposição medido (ms) e o tempo de exposição nominal (ms) é elevada, com $R^2 > 0,99$. Quando adopta-se um valor de kVp, é importante perceber o seu efeito no valor da dose. A variação de kVp resulta na variação da dose e perceber essa variação é fulcral para a controlo da exposição.

4.2.2. Para testes de qualidade de dosimetria

- Para teste de reprodutibilidade e linearidade da taxa de *Kerma* no ar determinou-se seguindo a metodologia do capítulo 3, obteve-se o(s) seguinte(s) resultado(s) de acordo com a Tabela 4.6, para linearidade 45%, de acordo com a IAEA, a linearidade deve estar no intervalo de ($\pm 25\%$), sendo que para este teste o valor encontrado está fora dos padrões da Agência internacional, assim pode-se concluir que a linearidade da taxa de *Kerma* no ar não está boa ou seja para este teste a dose no ar é muito elevada, o que implica a repetição do teste verificando-se todos parâmetros de calibração do instrumento de medição, caso contrario há uma necessidade de se reparar o tubo de raios-X e fazer-se o devido comissionamento. Para reprodutibilidade obteve-se (0,31%, 0,40% e 0,38%), de acordo com IAEA a reprodutibilidade é de ($\pm 35\%$), estes valores estão dentro das normas internacionais o que significa que para este teste a dose espalhada no ar é a requisitada. Quando se opta pelo modo semiautomático, o aumento de Intensidade da corrente (mA) é acompanhado pelo aumento da tensão do tubo, causa do aumento do *Kerma* no ar. Isto pode ser confirmado pelo Gráfico 4.3, com elevada correlação ($R^2 > 0,99$). Com isto, permite-se concluir que para este teste o equipamento tem uma boa resposta.
- A dose de entrada na pele foi determinada seguindo a metodologia descrita no capítulo 3. Para Teste de *Kerma* de Entrada na Pele os resultados foram de ($0,3692 \pm 1,18 \times 10^{-4} mGy$, $0,4700 \pm 2,32 \times 10^{-4} mGy$ e $0,5850 \pm 2 \times 10^{-4} mG$) sendo que estes resultados estão dentro das normas da IAEA ($\pm 30\%$), com estes resultados significa que para este teste o equipamento funciona devidamente ou seja o gerador de raios-X ou tubo de raios-X operam devidamente. Nota-se que um aumento de intensidade da corrente do tubo é sempre acompanhado pelo aumento da dose de entrada na pele, para qualquer valor de mm de Al. A variação entre dose de entrada na pele (mGy) e a intensidade da corrente do tubo (mA) de acordo com o Gráfico 4.4 é linear com elevada correlação ($R^2 > 0,99$). Sendo DEP a dose de entrada na pele (K_e), e que *Kerma* no ar aumenta com o aumento de kVp, espera-se uma elevada correlação entre o *Kerma* no ar e o DEP, e que DEP aumente directamente com o kVp. De acordo com o Gráfico 4.4, esse pressuposto é confirmado.

- A CSR/HVL foi determinada seguindo a metodologia descrita no capítulo 3. O teste de CSR/HVL não cumpri com os valores mínimos recomendados pela IEC, apesar de se ter obtido um valor próximo da metade de tensão de 80 *kVp* que foi de 38,7 *kVp*, isto devido a falta de placas de alumínio necessários para fazer este teste, precisava-se de mais placas, para se obter o valor de HVL nesse intervalo $> 2,9 \text{ mm}$, o valor obtido foi de 0,58 *mm*. À medida que foram sendo adicionadas placas de Al, o valor da exposição foi diminuindo. Na ausência de filtração adicional e com 0,1 mm de Al, o valor de CSR/HVL é visível pelo Gráfico 4.5. Para outros valores de filtração adicional, a CSR/HVL foi determinada pela extrapolação, e os valores estão representados na Tabela 4.7. A variação entre a exposição (mGy) e as espessuras de atenuadores de Al (mm) é exponencial mostrada no Gráfico 4.5 com elevada correlação ($R^2 > 0,99$). Com o aumento da filtração adicional o feixe torna-se mais duro e a sua capacidade de penetração aumenta. Isto faz com que a dificuldade do material em atenuá-lo seja maior. Para aumentar a capacidade de material em atenuar o feixe, a solução passa por usar um material que tenha um μ maior. Se isso não for possível, então a alternativa é aumentar a espessura do material.

Capítulo 5 : Considerações Finais

5.1. Conclusão

Após a realização da presente pesquisa, concluiu-se que os testes de controlo de qualidade, ou sistemas de garantia de qualidade, são essenciais para assegurar diagnósticos seguros e confiáveis tanto para os pacientes quanto para os técnicos de radiologia. A realização regular destes testes é fundamental para reduzir problemas futuros. Esta pesquisa contribui objectivamente para a avaliação de equipamentos e para a incorporação de metodologias que facilitem a realização de testes de controlo de qualidade em aparelhos de raios-X. Dos resultados obtidos, três testes não cumprem as faixas exigidas pela Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA): rendimento do tubo de raios-X, camada semi-redutora (CSR/HVL) e linearidade de *Kerma* no ar. Para os testes aprovados, os equipamentos demonstram conformidade com as normas, assegurando que os pacientes recebam doses adequadas de radiação e que o tempo de exposição e a colimação do feixe estejam dentro dos parâmetros recomendados. No entanto, os resultados que estão fora das faixas da IAEA, indicam a necessidade de intervenções correctivas nos equipamentos para garantir a segurança e a eficácia contínuas dos diagnósticos radiológicos.

5.2. Recomendações

Ao Serviço de Radiologia do HCM:

- a) Adoptar um sistema de controlo e garantia de qualidade em todos equipamentos, avaliando todos os parâmetros necessários para cada equipamento, sendo que nesta pesquisa não foram realizados todos testes devido a falta de equipamentos de teste;
- b) Treinar os técnicos de radiologia para executar testes de qualidade, pois verificou-se que não há testes regulares realizados por eles.
- c) Criar uma Secção de Física Médica para assegurar melhor em aspectos de Controlo de Qualidade e Protecção Radiológica dentro desta unidade hospitalar.

A Secção de Física Médica da UEM:

- a) Criar um grupo de prestação de serviços de controlo e garantia de qualidade dos equipamentos nos hospitais nacionais com vista a promover a secção;
- b) Criar um curso de controlo e garantia de qualidade dos equipamentos para todos equipamentos hospitalares de modo a aliviar a questão de avaria dos equipamentos;
- c) Desenvolver mecanismos para fabricação caseira dos equipamentos de controlo de qualidade dos equipamentos.

Referências Bibliográficas

- Abbospour, S., Mahmoudian, B., & Islamian, J. P. (18 de Maio de 2022). Cadmium Telluride Semiconductor Detector for Improved Spatial and Energy Resolution Radioisotopic Imaging. *World Journal of Nuclear Medicine*, 101-107.
- Abt, I., Fischer, F., Hagemann, F., Hauertmann, L., Schulz, O., Schuster, M., et al. (2021). Simulation of semiconductor detectors in 3D with SolidStateDetectors.jl. *Journal of Instrumentation*, 1-24.
- Alexandre, A. C., Costa, P. R., Corte, R. E., & Furquim, T. A. (2005). *Radiodiagnóstico Médico Segurança e Desempenho de Equipamentos*. Brasília: ANVISA.
- Amurao, M., Gress, D., Keenan, M., Halvorsen, P. H., Nye, J. A., & Mahesh, M. (2022). Quality management, quality assurance, and quality control in medical physics. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 1-7.
- Arimondo, E., Berman, P. R., & Lin, C. C. (2011). *ATOMIC, MOLECULAR, AND OPTICAL PHYSICS*. San Diego, CA: Academic Press.
- Attix, F. H. (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Germany: Wiley-vch Verlag GmbH & Co.KGaA.
- Bielajew, A. F. (2005). *Fundamentals of Radiation Dosimetry and Radiology Physics*. Michigan: The University of Michigan.
- Botelho, M. Z. (2015). *CONTROLE DE QUALIDADE DE SISTEMAS DIGITAIS*. ABFM-IRD. Rio de Janeiro: Soluções em Física Médica e Radioproteção (STAFF).
- Busheberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt Jr, E. M., & Boone, J. M. (2001). *The essential physics of medical imaging*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Cembe, H., & Johnson, T. E. (2009). *Introduction to Helath Physics* (Fourth edition ed.). Colorado: Mc Graw Hill Medical.
- COMMISSION, E. (2021). *European Study on Clinical Diagnostic Reference Levels for X-ray Medical Imaging*. Luxembourg: European Study on Clinical DRLs.
- Dance, D. R., Christofides, S., Maidment, A., McLean, I., & Ng, K. (2014). *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: IAEA Library.
- Dendooven, P. (2010). *Detection of energetic particles and gamma rays semiconductor detecors*. Groningen: Kernfysisch Versneller Instituut.
- Durán, E. J., Salas, L. F., Benavides, S. O., & Bolaños, G. (2019). Quality Control Implementation on Digital Radiography Equipment at Fundación Valle Del Lili. *IOP Conf. Series: Journal of*

Physics, 1-9.

- Ebisawa, M. L., Magon, M. d., & Mascrenhas, Y. M. (17 de July de 2009). Evolution of X-ray machine quality control acceptance indices. *JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS*, pp. 252-259.
- Fagerstrom, J. M., Brown, T. A., Kaurin, D. G., Mahendra, S., & Zaini, M. M. (2023). Overview of medical physics education and research programs in a non-academic environment. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 1-11.
- Gontijo, R. M., Ferreira, A. V., Nascimento, L. T., Costa, F. M., Silva, J. B., & Mamede, M. (2017). CONSTANCY TESTS AND QUALITY ASSURANCE OF THE ACTIVIMETERS USED IN A RADIOPHARMACEUTICAL PRODUCTION UNIT. *ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR– ABEN*.
- Haug, E. (9 de October de 2007). Bremsstrahlung cross-section with screening and Coulomb corrections at high energies. *Radiation Physics and Chemistry*, pp. 207-214.
- Health, D. o. (2021). *Recommended Quality Assurance Programme for X-ray Apparatus used in Diagnostic Imaging*. PUBLIC HEALTH SERVICES - RADIATION PROTECTION UNIT.
- Huda, W. (2010). *Review Radiologic Physics* (Third edition ed.). Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business.
- IAEA, H. H. (2021). *Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- IAEA, S. S. (2014). *Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards*. Viena: IAEA Library Cataloguing in Publication Data.
- Iba. (2011). *Quality Control in Medical Imaging*. Schwarzenbruck: IBA Dosimetry GmbH.
- Iba. (2013). *USB Multimeter Magicmax universal SW Version 2.0 User's Guide*. Schwarzenbruck: Iba Dosimetry GmbH.
- Iba, D. (2007). *Test Pattern General Information about use*. Schwarzenbruck: Iba Dosimetry GmbH.
- Ijabor, B. O., Nzotta, C., & Omojola, A. (2021). Quality control test of conventional X-Ray systems in Delta State, South-South, Nigeria. *ResearchGate*, 140-153.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (1999). *Assessment of Occupational Exposure Due to External Sources of Radiation*. Vienna: IAEA SAFETY STANDARDS SERIES No. RS-G-1.3.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2004). *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography*. Vienna: IAEA SAFETY STANDARDS.

- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2006). *APPLYING RADIATION SAFETY STANDARDS IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY AND INTERVENTIONAL PROCEDURES USING X RAYS*. Vienna: IAEA SAFETY REPORTS SERIES No. 39.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2007). *DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY: AN INTERNATIONAL CODE OF PRACTICE* (Vol. TECHNICAL REPORTS SERIES No. 457). Viena: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2023). *Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology*. Vienna: IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 47.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP). (2007). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. PUBLICATION 103*. (Valentin, Ed.) Stockholm: Elsevier.
- Jones, A. K., Heintz, P., Geiser, W., Goldman, L., & Jerjian, K. (2015). Ongoing quality control in digital radiography: Report of AAPM Imaging Physics Committee Task Group 151. *Diagnostic Radiology Articles*, 6659-6670.
- Khalid, A., Ahmed, A. M., Zidan, M. M., Elhaj, M., & Albagy, H. A. (2020). PATIENT DOSE IN DIGITAL X-RAY RADIOGRAPHY. *PATIENT DOSE IN DIGITAL X-RAY RADIOGRAPHY*, 93-98.
- Knoll, G. F. (1999). *Radiation Detection and Measurement* (Third edition ed.). USA: John Wiley & Sons, Inc.
- Konst, B., Nøtthellen, J., Bilet, E., & Båth, M. (2021). Radiographic and fluoroscopic X-ray systems: Quality control of the X-ray tube and automatic exposure control using theoretical spectra to determine air kerma and dose to a homogenous phantom. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 204-217.
- Lutz, G. (2007). *Semiconductor Radiation Detectors Device Physics*. Munich: Springer.
- Mousa, A., Kusminarto, K., & Suparta, G. B. (2017). A New Simple Method to Measure the X-ray Linear Attenuation Coefficients of Materials using Micro-Digital Radiography Machine. *International Journal of Applied Engineering Research*, 10589-10594.
- Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: IAEA Library.
- Prabhu, S., Naveen, D. K., Bangera, S., & Bhat, S. (2020). Production of X-RAYS using X-RAY Tube. *Journal of Physics: Conference Series*, 01-12.
- Reilly, R. M. (2019). *Medical Imaging for Health Professional*. Toronto: John Wiley & Sons.

- Rodrigues, R. P., Da silva, R. P., Mattos, R. L., De Goes, E. G., & Dytz, A. G. (24 de Setembro de 2013). QUALITY CONTROL OF RADIOGRAPHIC IMAGES. *Disciplinarum Scientia*, pp. 169-177.
- Seibert, J. A., Bogucki, T. M., Ciona, T., Huda, W., Karellas, A., Mercier, J. R., et al. (2006). *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage*. Phosphor Imaging Systems: American Association of Physicists in Medicine REPORT NO. 93.
- Silva, M. F. (2020). *Avaliação computacional das doses médicas e ocupacionais durante diagnóstico de COVID-19 em pacientes pediátricos empregando em tomografia computadorizada*. Uberlândia, MG.
- Spieler, H. (s.d.). *Introduction to Radiation-Resistant Semiconductor Devices and Circuits*. California: Ernest Orlando Lawrence Berkeley National Laboratory, Physics Division.
- Tinti, J. d. (2018). *Estudo por simulação Monte Carlo de imagens geradas por radiação espalhada*. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Departamento de Física.
- Tonazzo, A. (2021). *Semiconductor detectors*. Paris: Laboratoire APC.
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). (2022). *SOURCES, EFFECTS AND RISKS OF IONIZING RADIATION*. New York: UNITED NATIONS.
- UNSCEAR, U. N. (2010). *Sources and Effects of Ionizing Radiation*. UNSCEAR.
- World Health Organization (WHO). (2008). Global Initiative on Radiation Safety in Healthcare Settings Technical Meeting. *WHO Headquarters* (pp. 10-100). Geneva: WHO.

Capítulo 6: Anexos

Neste capítulo são apresentados, as formulas usadas para a correcção de dados de leitura do detector, ferramentas estatísticas e alguns coeficientes de calibração do dosímetro, bem como alguns factores de correcção.

Fórmulas usadas para correcção de dados da leitura do detector:

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2+T}{273,2+T_0} \right) \left(\frac{p_0}{p} \right) = 1,0059 \cong 1: \text{factor de correcção da temperatura e pressão.}$$

Onde : $N_{K,Q_0} = 10 \text{ mGy/mGy}$: é o coeficiente de calibração do dosímetro (valor teórico).

$k_Q = 1,008 \cong 1$: é o factor que corrige as diferenças na resposta do detector, na qualidade de calibração e na medição.

$B = 1,42$: factor de retro-espalhamento

$M_c = 137,50 \mu\text{Gy}$: é a leitura corrigida do instrumento (μGy) segundo o catálogo de calibração do IBA

Ferramentas estatísticas

Em verificações experimentais, a **média** é o melhor parâmetro de estimação do valor mais provável de um conjunto de dados. A média é um valor representativo de um conjunto de dados como eles tentem a se localizar em torno do ponto central;

$$\bar{M} = \frac{M_1 + M_2 + \dots + M_n}{n} = \frac{\sum_{i=1}^n M_i \cdot f_i}{n}$$

Variância ou dispersão é a média aritmética dos quadrados dos desvios absolutos desses números em relação a sua média aritmética

$$\sigma^2 = \frac{\sum (M_i - \bar{M})^2}{n}$$

Desvio padrão é a medida de dispersão mais usada, é a raiz quadrada da média aritmética dos quadrados dos desvios dos valores observado.

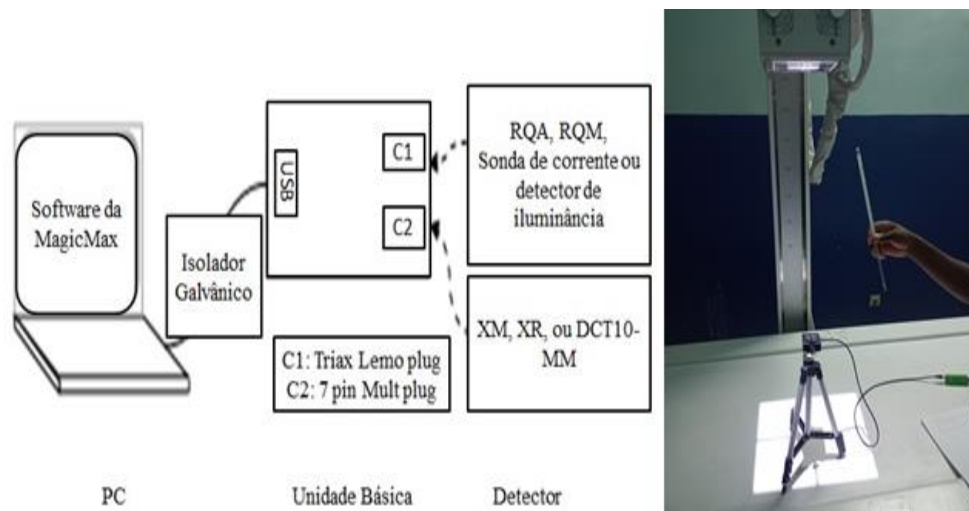
$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (M_i - \bar{M})^2}{n}}$$

Parâmetros medidos

Medição da Pressão (A) e da Temperatura da sala (B).



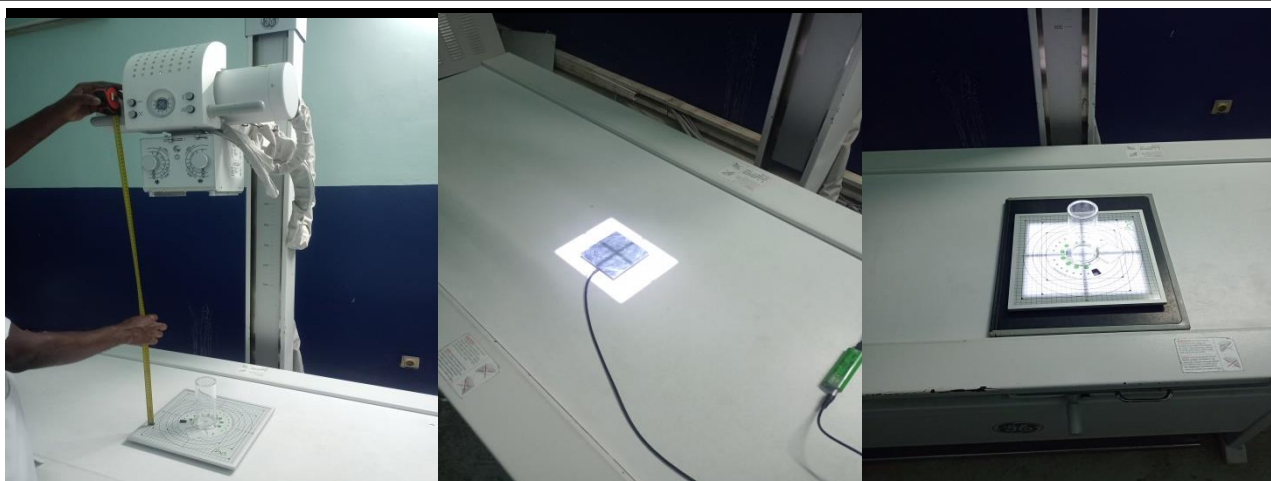
Arranjo experimental para medição da dose de radiação.



Medição da dose e da qualidade de equipamentos



Capítulo 6: Anexos



Sistema de recolha de dados

Teste de sistema de colimação #1

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
3/30/2023 5:23:46	0.04182 mGy	72.1 kV	4.1 mm	4.449 mGy/s	0.0094 s	6.2 mm	72.23 kV	72.72 kV	OK
3/30/2023 5:24:34	0.0677 mGy	72.2 kV	4.1 mm	6.77 mGy/s	0.01 s	6.2 mm	72.32 kV	72.69 kV	OK
3/30/2023 5:24:58	0.08436 mGy	72.45 kV	4.1 mm	6.859 mGy/s	0.0123 s	6.1 mm	72.56 kV	73.0 kV	OK
3/30/2023 5:25:34	0.1067 mGy	72.38 kV	4.1 mm	7.065 mGy/s	0.0151 s	6.2 mm	72.5 kV	72.86 kV	OK
3/30/2023 5:25:52	0.173 mGy	72.47 kV	4.1 mm	7.177 mGy/s	0.0241 s	6.2 mm	72.61 kV	72.96 kV	OK

Teste de sistema de colimação #2

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
3/30/2023 5:28:05	0.02361 mGy	50.51 kV	2.8 mm	2.001 mGy/s	0.0118 s	6.1 mm	50.77 kV	50.84 kV	OK
3/30/2023 5:28:43	0.04304 mGy	61.06 kV	3.5 mm	4.06 mGy/s	0.0106 s	6.3 mm	61.16 kV	61.45 kV	OK
3/30/2023 5:28:56	0.06766 mGy	72.17 kV	4.1 mm	6.699 mGy/s	0.0101 s	6.2 mm	72.27 kV	72.66 kV	OK
3/30/2023 5:29:06	0.09774 mGy	82.42 kV	4.7 mm	9.309 mGy/s	0.0105 s	6.3 mm	82.61 kV	83.3 kV	OK
3/30/2023 5:29:17	0.1325 mGy	92.92 kV	5.3 mm	11.32 mGy/s	0.0117 s	6.3 mm	93.2 kV	93.96 kV	OK

Teste de rendimento do tubo

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 1:16:41	0.04284 mGy	82.22 kV	4.6 mm	3.512 mGy/s	0.0122 s	6.1 mm	82.45 kV	82.91 kV	OK
4/3/2023 1:16:46	0.04181 mGy	82.22 kV	4.6 mm	3.427 mGy/s	0.0122 s	6.1 mm	82.46 kV	82.77 kV	OK
4/3/2023 1:16:50	0.04174 mGy	82.18 kV	4.6 mm	3.422 mGy/s	0.0122 s	6.1 mm	82.42 kV	82.9 kV	OK
4/3/2023 1:16:55	0.04227 mGy	82.21 kV	4.6 mm	3.465 mGy/s	0.0122 s	6.1 mm	82.47 kV	82.88 kV	OK

Capítulo 6: Anexos

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tensão 80 kV-63 mA

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 0:38:27	0.02219 mGy	81.94 kV	4.6 mm	2.336 mGy/s	0.0095 s	6.2 mm	82.08 kV	82.73 kV	OK
4/3/2023 0:38:56	0.0218 mGy	81.96 kV	4.6 mm	2.319 mGy/s	0.0094 s	6.1 mm	82.11 kV	82.81 kV	OK
4/3/2023 0:39:01	0.0224 mGy	82.3 kV	4.6 mm	2.358 mGy/s	0.0095 s	6.0 mm	82.5 kV	83.04 kV	OK
4/3/2023 0:39:06	0.02187 mGy	81.4 kV	4.6 mm	2.303 mGy/s	0.0095 s	6.3 mm	81.48 kV	82.16 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tensão 80 kV-80 mA

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 1:08:03	0.03551 mGy	82.4 kV	4.6 mm	2.935 mGy/s	0.0121 s	6.1 mm	82.63 kV	83.14 kV	OK
4/3/2023 1:08:11	0.03484 mGy	82.55 kV	4.6 mm	2.856 mGy/s	0.0122 s	6.1 mm	82.75 kV	83.18 kV	OK
4/3/2023 1:08:16	0.03513 mGy	82.47 kV	4.6 mm	2.904 mGy/s	0.0121 s	6.1 mm	82.72 kV	83.39 kV	OK
4/3/2023 1:08:21	0.03473 mGy	82.18 kV	4.7 mm	2.87 mGy/s	0.0121 s	6.2 mm	82.42 kV	82.99 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tensão 80 kV-100 mA

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 1:09:34	0.04217 mGy	81.84 kV	4.6 mm	3.428 mGy/s	0.0123 s	6.2 mm	82.08 kV	82.45 kV	OK
4/3/2023 1:09:40	0.04207 mGy	82.38 kV	4.6 mm	3.448 mGy/s	0.0122 s	6.1 mm	82.61 kV	83.13 kV	OK
4/3/2023 1:09:45	0.04135 mGy	82.28 kV	4.6 mm	3.39 mGy/s	0.0122 s	6.1 mm	82.51 kV	82.93 kV	OK
4/3/2023 1:09:50	0.04198 mGy	81.73 kV	4.6 mm	3.441 mGy/s	0.0122 s	6.2 mm	81.99 kV	82.36 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tensão 90 kV-63 mA

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 0:29:43	0.02945 mGy	92.06 kV	5.2 mm	3.1 mGy/s	0.0095 s	6.2 mm	92.47 kV	93.21 kV	OK
4/3/2023 0:30:44	0.02758 mGy	92.38 kV	5.2 mm	2.934 mGy/s	0.0094 s	6.1 mm	92.75 kV	93.48 kV	OK
4/3/2023 0:30:51	0.02622 mGy	92.33 kV	5.2 mm	2.731 mGy/s	0.0096 s	6.1 mm	92.74 kV	93.47 kV	OK
4/3/2023 0:30:57	0.02691 mGy	91.98 kV	5.2 mm	2.832 mGy/s	0.0095 s	6.2 mm	92.23 kV	93.27 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tensão 90 kV-80 mA

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 0:32:53	0.0371 mGy	92.32 kV	5.2 mm	3.864 mGy/s	0.0096 s	6.1 mm	92.65 kV	93.33 kV	OK
4/3/2023 0:33:25	0.03713 mGy	93.05 kV	5.1 mm	3.868 mGy/s	0.0096 s	6.0 mm	93.38 kV	94.32 kV	OK
4/3/2023 0:33:30	0.03759 mGy	93.12 kV	5.2 mm	3.957 mGy/s	0.0095 s	6.0 mm	93.41 kV	94.12 kV	OK
4/3/2023 0:33:36	0.03753 mGy	92.84 kV	5.2 mm	3.909 mGy/s	0.0096 s	6.1 mm	93.15 kV	93.91 kV	OK

Capítulo 6: Anexos

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tensão 90 kV-100 mA

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 0:34:26	0.04607 mGy	92.47 kV	5.2 mm	4.749 mGy/s	0.0097 s	6.1 mm	92.75 kV	93.5 kV	OK
4/3/2023 0:35:07	0.04578 mGy	92.63 kV	5.2 mm	4.72 mGy/s	0.0097 s	6.2 mm	92.91 kV	93.78 kV	OK
4/3/2023 0:35:18	0.04583 mGy	92.68 kV	5.2 mm	4.724 mGy/s	0.0097 s	6.1 mm	92.97 kV	93.6 kV	OK
4/3/2023 0:35:25	0.04649 mGy	92.56 kV	5.2 mm	4.793 mGy/s	0.0097 s	6.1 mm	92.86 kV	93.55 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tensão 100 kV-63 mA

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 14:54:40	0.03646 mGy	102.7 kV	5.7 mm	3.838 mGy/s	0.0095 s	6.1 mm	103.07 kV	104.35 kV	OK
4/3/2023 14:58:32	0.03775 mGy	103.64 kV	5.7 mm	4.016 mGy/s	0.0094 s	6.0 mm	104.1 kV	105.25 kV	OK
4/3/2023 14:59:37	0.03766 mGy	103.58 kV	5.7 mm	3.964 mGy/s	0.0095 s	6.0 mm	104.04 kV	105.14 kV	OK
4/3/2023 15:01:37	0.03759 mGy	103.29 kV	5.7 mm	3.957 mGy/s	0.0095 s	6.1 mm	103.7 kV	104.63 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tensão 100 kV-80 mA

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 15:06:11	0.04716 mGy	103.88 kV	5.7 mm	4.964 mGy/s	0.0095 s	6.0 mm	104.29 kV	105.28 kV	OK
4/3/2023 15:07:02	0.04652 mGy	103.54 kV	5.7 mm	4.897 mGy/s	0.0095 s	6.0 mm	103.95 kV	105.11 kV	OK
4/3/2023 15:10:39	0.04567 mGy	103.12 kV	5.7 mm	4.808 mGy/s	0.0095 s	6.1 mm	103.49 kV	104.56 kV	OK
4/3/2023 15:11:19	0.04616 mGy	104.1 kV	5.7 mm	4.859 mGy/s	0.0095 s	6.0 mm	104.55 kV	105.46 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tensão 100 kV-100 mA

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 15:14:58	0.05806 mGy	103.78 kV	5.7 mm	5.985 mGy/s	0.0097 s	6.0 mm	104.14 kV	105.04 kV	OK
4/3/2023 15:15:37	0.0579 mGy	103.7 kV	5.7 mm	5.969 mGy/s	0.0097 s	6.0 mm	104.12 kV	105.04 kV	OK
4/3/2023 15:23:13	0.05629 mGy	103.71 kV	5.7 mm	5.803 mGy/s	0.0097 s	6.0 mm	104.14 kV	105.28 kV	OK
4/3/2023 15:23:53	0.05477 mGy	103.25 kV	5.7 mm	5.646 mGy/s	0.0097 s	6.0 mm	103.64 kV	104.72 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tempo de exposição 80 kV-12,5 ms

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 1:25:15	0.02735 mGy	82.25 kV	4.6 mm	2.279 mGy/s	0.012 s	6.1 mm	82.49 kV	83.23 kV	OK
4/3/2023 1:25:21	0.02676 mGy	81.68 kV	4.6 mm	2.279 mGy/s	0.012 s	6.2 mm	81.88 kV	82.23 kV	OK
4/3/2023 1:25:26	0.02659 mGy	81.92 kV	4.6 mm	2.279 mGy/s	0.012 s	6.2 mm	82.17 kV	82.65 kV	OK
4/3/2023 1:25:32	0.02654 mGy	82.01 kV	4.6 mm	2.279 mGy/s	0.012 s	6.2 mm	82.21 kV	82.73 kV	OK

Capítulo 6: Anexos

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tempo de exposição 80 kV-16 ms

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 1:28:43	0.03472 mGy	82.32 kV	4.6 mm	2.24 mGy/s	0.0155 s	6.1 mm	82.52 kV	83.06 kV	OK
4/3/2023 1:28:50	0.03457 mGy	82.05 kV	4.6 mm	2.216 mGy/s	0.0156 s	6.1 mm	82.26 kV	82.72 kV	OK
4/3/2023 1:28:55	0.0346 mGy	82.24 kV	4.6 mm	2.232 mGy/s	0.0155 s	6.2 mm	82.43 kV	82.91 kV	OK
4/3/2023 1:29:00	0.03388 mGy	82.19 kV	4.6 mm	2.172 mGy/s	0.0156 s	6.2 mm	82.35 kV	83.07 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tempo de exposição 80 kV-20 ms

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 1:29:48	0.04208 mGy	82.08 kV	4.7 mm	2.158 mGy/s	0.0195 s	6.2 mm	82.31 kV	82.84 kV	OK
4/3/2023 1:29:52	0.04235 mGy	82.57 kV	4.6 mm	2.172 mGy/s	0.0195 s	6.1 mm	82.75 kV	83.3 kV	OK
4/3/2023 1:29:57	0.04263 mGy	82.23 kV	4.6 mm	2.186 mGy/s	0.0195 s	6.1 mm	82.47 kV	83.16 kV	OK
4/3/2023 1:30:04	0.04251 mGy	82.64 kV	4.6 mm	2.18 mGy/s	0.0195 s	6.1 mm	82.81 kV	83.35 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tempo de exposição 80 kV-25 ms

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 1:31:22	0.0524 mGy	82.1 kV	4.7 mm	2.139 mGy/s	0.0245 s	6.2 mm	82.32 kV	82.77 kV	OK
4/3/2023 1:31:26	0.05259 mGy	82.6 kV	4.6 mm	2.138 mGy/s	0.0246 s	6.1 mm	82.84 kV	83.24 kV	OK
4/3/2023 1:31:31	0.05256 mGy	82.38 kV	4.6 mm	2.137 mGy/s	0.0246 s	6.2 mm	82.59 kV	82.99 kV	OK
4/3/2023 1:31:36	0.05254 mGy	82.53 kV	4.6 mm	2.144 mGy/s	0.0245 s	6.1 mm	82.75 kV	83.12 kV	OK

Teste de exactidão e reprodutibilidade de tempo de exposição 80 kV-32 ms

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
4/3/2023 1:32:27	0.06731 mGy	82.84 kV	4.6 mm	2.13 mGy/s	0.0316 s	6.1 mm	83.07 kV	83.5 kV	OK
4/3/2023 1:32:31	0.06693 mGy	82.58 kV	4.6 mm	2.125 mGy/s	0.0315 s	6.1 mm	82.8 kV	83.23 kV	OK
4/3/2023 1:32:36	0.0669 mGy	82.37 kV	4.6 mm	2.124 mGy/s	0.0315 s	6.1 mm	82.59 kV	82.97 kV	OK
4/3/2023 1:32:40	0.06704 mGy	82.36 kV	4.6 mm	2.121 mGy/s	0.0316 s	6.2 mm	82.58 kV	82.95 kV	OK

Teste da camada semi-redutora sem filtração de Al (mm)-80 kV

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
1/12/2023 3:26:31	0.8744 mGy	82.55 kV	4.6 mm	22.6 mGy/s	0.0387 s	6.0 mm	82.77 kV	83.14 kV	OK
1/12/2023 3:27:32	0.8637 mGy	82.61 kV	4.6 mm	22.32 mGy/s	0.0387 s	6.1 mm	82.83 kV	83.15 kV	OK
1/12/2023 3:28:10	0.8173 mGy	82.48 kV	4.7 mm	21.17 mGy/s	0.0386 s	6.4 mm	82.7 kV	83.02 kV	OK
1/12/2023 3:28:31	0.8086 mGy	82.62 kV	4.7 mm	20.95 mGy/s	0.0386 s	6.4 mm	82.84 kV	83.22 kV	OK

Capítulo 6: Anexos

Teste da camada semi-redutora com filtração de Al (0,1 mm)-80 kV

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
1/12/2023 3:40:51	1.093 mGy	82.56 kV	4.6 mm	22.5 mGy/s	0.0486 s	6.0 mm	82.78 kV	83.13 kV	OK
1/12/2023 3:41:21	1.084 mGy	82.54 kV	4.6 mm	22.39 mGy/s	0.0484 s	6.1 mm	82.76 kV	83.09 kV	OK
1/12/2023 3:41:40	1.026 mGy	82.64 kV	4.7 mm	21.07 mGy/s	0.0487 s	6.3 mm	82.86 kV	83.19 kV	OK
1/12/2023 3:42:02	1.011 mGy	82.61 kV	4.7 mm	20.8 mGy/s	0.0486 s	6.4 mm	82.83 kV	83.19 kV	OK

Teste da camada semi-redutora com filtração de Al (0,5 mm)-80 kV

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
1/12/2023 3:44:08	1.403 mGy	82.61 kV	4.6 mm	22.49 mGy/s	0.0624 s	6.0 mm	82.83 kV	83.12 kV	OK
1/12/2023 3:44:23	1.389 mGy	82.56 kV	4.6 mm	22.15 mGy/s	0.0627 s	6.1 mm	82.78 kV	83.12 kV	OK
1/12/2023 3:44:36	1.316 mGy	82.65 kV	4.7 mm	21.15 mGy/s	0.0622 s	6.3 mm	82.87 kV	83.23 kV	OK
1/12/2023 3:44:53	1.3 mGy	82.64 kV	4.8 mm	20.76 mGy/s	0.0626 s	6.4 mm	82.87 kV	83.21 kV	OK

Teste da camada semi-redutora com filtração de Al (0,6 mm)-80 kV

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
1/12/2023 3:46:51	1.759 mGy	82.62 kV	4.6 mm	22.41 mGy/s	0.0785 s	6.0 mm	82.85 kV	83.17 kV	OK
1/12/2023 3:47:06	1.737 mGy	82.54 kV	4.6 mm	22.1 mGy/s	0.0786 s	6.1 mm	82.77 kV	83.08 kV	OK
1/12/2023 3:47:21	1.642 mGy	82.69 kV	4.7 mm	20.95 mGy/s	0.0784 s	6.3 mm	82.92 kV	83.29 kV	OK
1/12/2023 3:47:40	1.624 mGy	82.65 kV	4.8 mm	20.69 mGy/s	0.0785 s	6.4 mm	82.88 kV	83.19 kV	OK

Teste de *kerma* no ar e de dose de entrada na pele #1

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
27-04-2023 22:00:56	11.37 mR	61.0 kV	3.2 mm	142.9 mR/s	0.0796 s	5.2 mm	61.01 kV	61.24 kV	OK
27-04-2023 22:01:03	11.33 mR	60.96 kV	3.1 mm	142.2 mR/s	0.0797 s	5.2 mm	60.98 kV	61.23 kV	OK
27-04-2023 22:01:07	11.36 mR	60.94 kV	3.2 mm	142.5 mR/s	0.0797 s	5.2 mm	60.96 kV	61.16 kV	OK
27-04-2023 22:01:11	11.35 mR	60.98 kV	3.1 mm	142.4 mR/s	0.0797 s	5.2 mm	60.98 kV	61.25 kV	OK
27-04-2023 22:01:17	11.33 mR	60.98 kV	3.2 mm	142.3 mR/s	0.0796 s	5.2 mm	61.0 kV	61.23 kV	OK

Teste de *kerma* no ar e de dose de entrada na pele #2

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
27-04-2023 22:02:08	14.42 mR	61.07 kV	3.1 mm	180.9 mR/s	0.0797 s	5.1 mm	61.08 kV	61.33 kV	OK
27-04-2023 22:02:12	14.47 mR	61.12 kV	3.1 mm	181.5 mR/s	0.0797 s	5.1 mm	61.13 kV	61.31 kV	OK
27-04-2023 22:02:17	14.42 mR	60.93 kV	3.2 mm	180.9 mR/s	0.0797 s	5.2 mm	60.96 kV	61.16 kV	OK
27-04-2023 22:02:22	14.44 mR	61.2 kV	3.1 mm	181.0 mR/s	0.0798 s	5.1 mm	61.2 kV	61.44 kV	OK
27-04-2023 22:02:27	14.47 mR	60.99 kV	3.2 mm	181.5 mR/s	0.0797 s	5.2 mm	61.01 kV	61.23 kV	OK

Capítulo 6: Anexos

Teste de *kerma* no ar e de dose de entrada na pele #3

Start Time	Dose	PPV	HVL	Dose Rate	Duration	Filtration	Average k	kVp	Error
	Multi	Multi	Multi	Multi	Digitizer	Multi	Multi	Multi	Digitizer
27-04-2023 22:04:05	17.98 mR	61.13 kV	3.1 mm	225.6 mR/s	0.0797 s	5.1 mm	61.14 kV	61.37 kV	OK
27-04-2023 22:04:10	17.95 mR	61.03 kV	3.2 mm	224.9 mR/s	0.0798 s	5.2 mm	61.05 kV	61.31 kV	OK
27-04-2023 22:04:14	17.94 mR	61.05 kV	3.2 mm	224.8 mR/s	0.0798 s	5.2 mm	61.06 kV	61.31 kV	OK
27-04-2023 22:04:18	17.92 mR	60.9 kV	3.2 mm	224.5 mR/s	0.0798 s	5.2 mm	60.92 kV	61.14 kV	OK
27-04-2023 22:04:22	17.96 mR	61.08 kV	3.2 mm	225.1 mR/s	0.0798 s	5.2 mm	61.09 kV	61.34 kV	OK