



UNIVERSIDADE
E D U A R D O
MONDLANE

FACULDADE DE CIÊNCIAS
Departamento de Física

Trabalho de Licenciatura em Física

**Avaliação da Dose e da Qualidade da Imagem em Tomografia
Computorizada no Hospital Central de Maputo**

Autor:

Francisco Tomé Fidelix

Maputo, Maio de 2024



UNIVERSIDADE
E D U A R D O
MONDLANE

FACULDADE DE CIÊNCIAS
Departamento de Física

Trabalho de Licenciatura em Física

**Avaliação da Dose e da Qualidade da Imagem em Tomografia
Computorizada no Hospital Central de Maputo**

Supervisor:

Prof. Doutor Alexandre M. Maphossa, Ph.D

Co-Supervisor:

Mestre Raimundo Dionísio Satela

Maputo, Maio de 2024

Dedicatória

Dedico este trabalho:

À minha família, fonte inesgotável de amor, apoio e inspiração. Cada conquista é reflexo do vosso constante encorajamento.

Agradecimentos

A Deus: pelas bênçãos, força e sabedoria concedidas ao longo desta jornada.

Aos meus pais, Tomé Fidelix Aine e Bendita Bacar Madimba: pelo amor incondicional, apoio inabalável e pelos valores que formaram a base do meu caminho.

Aos meus supervisores, Prof. Doutor Alexandre M. Maphossa e Mestre Raimundo Dionísio Satela: pela orientação diligente, paciência e orientações valiosas ao longo de todo o processo. Seu comprometimento e experiência foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus tios Maurício Fidelix Aine e Elías Eduardo Minga: agradeço pelo apoio contínuo e pelo encorajamento nos momentos desafiadores.

Ao Prof. Doutor Adriano Rafael Sacate e ao Mestre Lucílio dos Santos Matias: agradeço pelas valiosas contribuições e sugestões que enriqueceram significativamente este trabalho.

Aos colegas de pesquisa, Hélder Abílio Matsinhe e Ritchasse Mateus Malhango: agradeço pela colaboração, amizade e troca de conhecimentos. Juntos, enfrentamos desafios e celebramos conquistas, criando memórias inesquecíveis.

Aos amigos e familiares, em particular, Felisberto Elídio Vasco e Frank Victor Matias: pelas palavras de incentivo, compreensão nos momentos desafiadores e pelas alegrias compartilhadas.

Aos Técnicos do Serviço de Radiologia e Físicos Médicos do Serviço de Radioterapia do Hospital Central de Maputo (HCM): pela generosidade ao compartilhar conhecimento técnico, pela colaboração na colheita de dados e pelo espírito de equipe que enriqueceu este trabalho.

Aos estimados professores do Departamento de Física, cujos conhecimentos, dedicação e disponibilidade foram fundamentais para a minha formação acadêmica. Aos meus colegas de curso, pela colaboração, amizade e apoio constante durante esta jornada.

Por fim, expresso minha profunda gratidão à Universidade Eduardo Mondlane (UEM) pela valiosa bolsa de estudos concedida, desempenhando um papel crucial em minha jornada acadêmica. À Agência Nacional de Energia Atômica (ANEA), agradeço pela generosa contribuição de equipamentos que foram essenciais para a realização deste trabalho. Também estendo meu reconhecimento ao Hospital Central de Maputo pela disponibilização do espaço necessário para a condução deste estudo.

A todos, meu profundo agradecimento.

Declaração de Honra

Eu, Francisco Tomé Fidelix, declaro por minha honra que o presente Trabalho de Licenciatura é resultado 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.

Maputo, Maio de 2024

Francisco Tomé Fidelix

(Francisco Tomé Fidelix)

Resumo

A tomografia computadorizada desempenha um papel fundamental na prática médica contemporânea, permitindo a obtenção de imagens detalhadas do corpo humano para diagnóstico e tratamento de diversas doenças. No entanto, o uso desse método também suscita preocupações quanto à exposição à radiação e à qualidade das imagens. No Hospital Central de Maputo, assim como em muitas instituições de saúde ao redor do mundo, a avaliação da dose de radiação e da qualidade da imagem em exames de tomografia computadorizada é de extrema importância. Esta pesquisa teve como objectivo avaliar a dose de radiação aplicada em exames de tomografia computadorizada no Serviço de Radiologia do Hospital Central de Maputo, bem como a qualidade das imagens resultantes, determinando até que ponto essas imagens apresentam qualidade diagnóstica aceitável com a menor dose possível submetida aos pacientes. A avaliação da dose de radiação e a análise da qualidade das imagens em exames de tomografia computadorizada no Serviço de Radiologia do Hospital Central de Maputo foram realizadas seguindo um método baseado em recomendações da Agência Internacional de Energia Atómica (AIEA). Os resultados da dose de radiação obtidos na pesquisa, com carga eléctrica de 400 mAs e tensão eléctrica de 120 kV_p, foram os seguintes: $56 \pm 0,07$ mGy do índice de dose ponderado em tomografia computadorizada (comparado com o nível de referência europeia); $53,6 \pm 0,004$ mGy do índice de dose volumétrico (comparado com o índice de dose volumétrico mostrado na tela da consola do operador); $134,9 \pm 0,003$ mGy·cm de produto dose comprimento (comparado com o produto dose comprimento mostrado na tela da consola do operador) e 0,3 mSv da dose efectiva comparada com os padrões fornecidos pela Associação Americana de Física Médica. Os resultados revelaram que a dose de radiação aplicada em exames de tomografia computadorizada e a qualidade das imagens produzidas nesta unidade sanitária estão em conformidade com os padrões internacionais de segurança alinhando-se com o Regulamento de Protecção Radiológica (Decreto n^o 49/2018 de 21 de Agosto).

Palavras Chaves: *Dosimetria; Qualidade da imagem; Controlo de Qualidade; Tomografia Computorizada.*

Abstract

Computed tomography plays a fundamental role in contemporary medical practice, enabling the acquisition of detailed images of the human body for the diagnosis and treatment of various diseases. However, the use of this method also raises concerns regarding radiation exposure and image quality. At the Central Hospital of Maputo, as well as in many healthcare institutions worldwide, the assessment of radiation dose and image quality in computed tomography examinations is of utmost importance. This research aimed to evaluate the radiation dose applied in computed tomography examinations at the Radiology Service of the Central Hospital of Maputo, as well as the quality of the resulting images, determining the extent to which these images exhibit acceptable diagnostic quality with the minimum possible dose administered to patients. The assessment of radiation dose and analysis of image quality in computed tomography examinations at the Radiology Service of the Central Hospital of Maputo were conducted following a method based on recommendations from the International Atomic Energy Agency (IAEA). The results of the radiation dose obtained in the research, with an electric charge of 400 mAs and electric tension of 120 kV_p, were as follows: 56±0.07 mGy for the computed tomography weighted dose index (compared to the European reference level); 53.6±0.004 mGy for the volumetric dose index (compared to the volumetric dose index displayed on the operator console screen); 134.9±0.003 mGy·cm for the dose-length product (compared to the dose-length product displayed on the operator console screen); and 0.3 mSv for the effective dose compared to the standards provided by the American Association of Physicists in Medicine. The results revealed that the radiation dose applied in computed tomography examinations and the quality of the images produced in this healthcare unit comply with international safety standards, aligning with the Radiological Protection Regulation (Decree No. 49/2018 of August 21, 2018).

Keywords: *Dosimetry; Image Quality; Quality Control; Computed Tomography.*

Lista de Símbolos

mAs	miliamperagem-segundos
mA	miliampere
kVp	Quilovolt-pico
m_0	Massa do electrão em repouso
φ	Ângulo de recuo do electrão
ϑ	Ângulo de espalhamento do fotão
kV	Quilovolt
h	Constante de Plank
p_e	Momento linear do electrão
mSv	mili Sievert
d	Distância percorrida pela mesa do exame
L	Comprimento de varredura
E_{lig}	Energia de ligação
ν'	Frequência do fotão espalhado
ν	Frequência do fotão incidente
Sv	Sievert
E_{ce}	Energia cinética do electrão
T	Espessura de corte
N	Números de cortes tomográficos
e^-	Electrão
MeV	Mega-electrão-volt
V_{contr}	Tensão de controlo
mGy	mili gray
E	Dose efectiva
mm	Milímetro
k	Dose efectiva normalizada
pF	pico-Farad
$M\Omega$	Megaohm
$N\%$	Ruído da imagem em percentagem
h	Hora
keV	Quilo electrão-volt

Lista de Abreviaturas

TC	Tomografia Computorizada
TAC	Tomografia Axial Computorizada
UEM	Universidade Eduardo Mondlane
HCM	Hospital Central de Maputo
IAEA	Agência Internacional da Energia Atómica (<i>International Atomic Energy Agency</i>)
ANEA	Agência Nacional da Energia Atómica
OMS	Organização Mundial de Saúde
PGQ	Programa de Garantia de Qualidade
QI	Qualidade da imagem
DLP	Produto dose comprimento (<i>Dose length product</i>)
CTDI	Índice de Dose em Tomografia Computorizada (<i>Computer Tomography Dose Index</i>)
SBP	Retroprojecção simples (<i>Simple Back Projection</i>)
FBP	Retroprojecção filtrada (<i>Filtered Back Projection</i>)
ROI	Região de interesse (<i>Region of Interest</i>)
FOV	Campo de visão (<i>Field of View</i>)
HU	Unidades de Hounsfield (<i>Hounsfield units</i>)
PC	Computador pessoal (<i>Personal Computer</i>)
CQ	Controlo de Qualidade
GM	Geiger Müller
S₁	Semana 1
S₂	Semana 2
S₃	Semana 3
S₄	Semana 4
C	Centro
SI	Sistema Internacional
SD	Desvio Padrão (<i>Standard Deviation</i>)
nom	nominal
per	periferia
Av	Média (<i>Average</i>)
Ar	Área (<i>Area</i>)

Lista de Figuras

Figura 2.1: Sistema de aquisição de dados (A); Sistema de computorização (B).....	6
Figura 2.2: Esquema de produção de raios X.....	7
Figura 2.3: Produção de raios X de travagem.....	8
Figura 2.4: Electrão incidente com energia E_0 colide com o electrão da camada K de energia $E_k < E_0$ produzindo raios X característicos.....	8
Figura 2.5: Espectro de energia de raios X.	9
Figura 2.6: Interação do fóton de energia $h\nu$ com electrão da camada K de energia $E_{lig} \leq h\nu$. O electrão é libertado e move-se com energia cinética E_{ce}	10
Figura 2.7: A interação do fóton de energia $h\nu$ com um electrão em repouso de energia $E_{lig} \leq h\nu$, resulta na dispersão do fóton com energia $h\nu' \leq h\nu$ com o ângulo ϑ e com o recuo do electrão de energia cinética E_{ce} , momento p_e e ângulo φ	10
Figura 2.8: Escala de Hounsfield.	12
Figura 2.9: Ilustração do processo de formação da imagem de TC.	14
Figura 2.10: Métodos de aquisição de dados em TC, sequencial (A) e helicoidal (B).....	15
Figura 2.11: Matriz de reconstrução de imagem em TC.....	16
Figura 2.12: Etapas de reconstrução da imagem por retro projecção simples	18
Figura 2.13: Reconstrução de imagem de TC utilizando método de retro projecção filtrada.....	18
Figura 2.14: Efeito do mAs na dose e ruído da imagem.....	19
Figura 2.15: Demonstração do posicionamento do fantoma CTDI dentro do campo de varredura	22
Figura 2.16: Relação entre $CTDI_{vol}$ e o $pitch$	23
Figura 2.17: Representação do comprimento de varredura para o cálculo do produto dose-comprimento (DLP).....	24
Figura 3.1: Equipamento de tomografia computorizada.....	26
Figura 3.2: Câmara de ionização do tipo lápis.....	28
Figura 3.3: Circuito básico de funcionamento da câmara de gás.....	29
Figura 3.4: Variação do número de cargas colhidas em função da tensão em um detector a gás genérico.	30
Figura 3.5: Fantoma dosimétrico de crânio.....	30
Figura 3.6: Diagrama básico de funcionamento do MagicMax Universal.	31
Figura 3.7: Fantoma de qualidade da imagem posicionado no centro do tomógrafo (à esquerda) e imagem com componentes do fantoma (à direita).....	32

Figura 3.8: Posicionamento do fantoma de medição da dose no centro do tomógrafo com câmara de ionização tipo lápis inserida (figura à esquerda) e imagem tomográfica correspondente (figura à direita).....	33
Figura 3.9: Medição da Pressão (A) e da Temperatura da Sala (B).....	34
Figura 3.10: Imagem de Teste de Ruído.....	35
Figura 3.11: Imagem de teste da exactidão e uniformidade de número de TC.....	36
Figura 3.12: Imagem de teste de exactidão de números de TC e resolução de contraste.	37
Figura 4.1: Gráficos de linearidade de números de TC.....	41
Figura 4.2: Variação linear do $CTDI_w$ em função de mAs (Gráfico A), variação do ruído da imagem em função da dose (Gráfico B).....	44

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Valores de k , para adultos, utilizados para os cálculos da dose efectiva.....	25
Tabela 2.2: Valores Típicos de Doses Efectivas para Exames de TC fornecidos pela Associação Americana de Física Médica (<i>American Association of Physicists in Medicine, AAPM</i>)	25
Tabela 2.3: Níveis de referência em diagnóstico de TC propostos pela comissão europeia.....	25
Tabela 3.1: Testes de controlo de qualidade em tomografia computadorizada (TC), suas prescrições de desempenho e periodicidade.....	27
Tabela 3.2: Números de TC dos componentes do fantoma de qualidade da imagem.....	32
Tabela 4.1: Dados semanais de números de TC, resultados das uniformidades e exactidão de número de TC.....	39
Tabela 4.2: Dados semanais de desvio padrão dos números de TC na região de interesse (ROI), resultados de ruído da imagem e média de ruído ao longo de quatro semanas.....	40
Tabela 4.3: Resultados de exactidão dos números de TC de diferentes materiais atenuadores no fantoma de qualidade da imagem ao longo de quatro semanas.....	40
Tabela 4.4: Resultados do índice de dose ponderado ($CTDI_w$) comparados com a dose de referência europeia.....	42
Tabela 4.5: Resultados do índice de dose volumétrico calculado ($CTDI_{vol}$) comparado com o $CTDI_{vol}$ apresentado na tela da consola.....	43
Tabela 4.6: Resultados de produto dose-comprimento (DLP) calculado comparados com o DLP apresentado na tela da consola.....	43
Tabela 4.7: Resultados da dose efectiva (E).....	44

Índice

Dedicatória.....	i
Agradecimentos.....	ii
Declaração de Honra	iii
Resumo	iv
<i>Abstract</i>	v
Lista de Símbolos	vi
Lista de Abreviaturas.....	vii
Lista de Figuras	viii
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. Pergunta da Pesquisa	4
Capítulo 2 : Resumo Teórico.....	5
2.1. Contexto Histórico da Tomografia Computorizada.....	5
2.2. Componentes do Aparelho de Tomografia Computorizada	6
2.3. Princípios Físicos de Funcionamento de TC	7
2.3.1. Produção de Raios X	7
2.3.2. Interacção da Radiação com a Matéria.....	9
2.3.3. Atenuação de Raios X Através de um Objecto	11
2.3.4. Formação da Imagem em TC	13
2.3.5. Métodos de Aquisição de Dados em TC	14
2.3.6. Parâmetros de Aquisição de Dados	15
2.3.7. Métodos de Reconstrução da Imagem.....	17
2.4. Qualidade da Imagem em Tomografia Computorizada.....	19
2.4.1. Ruído	19

2.3.2. Exactidão dos Números de TC	20
2.3.4. Resolução Espacial	20
2.3.5. Resolução de Contraste	21
2.3.6. Uniformidade	21
2.3.7. Linearidade	21
2.5. Dosimetria em Tomografia Computorizada	22
2.5.1. Índice de Dose em Tomografia Computorizada (<i>CTDI</i>)	22
2.5.2. Produto Dose-Comprimento (<i>DLP</i>)	24
2.4.3. Dose Efectiva	24
2.4.4. Níveis de Referências em Diagnóstico de TC	25
Capítulo 3 : Materiais e Métodos	26
3.1. Materiais	26
3.1.1. Equipamento de Tomografia Computorizada	26
3.1.2. Variáveis Estudados	26
3.1.3. Instrumentos de Avaliação da Dose de Radiação	28
3.1.4. Instrumentos de Avaliação da Qualidade da Imagem	31
3.2. Métodos	33
3.2.1. Avaliação dos Parâmetros de Dosimetria em TC	33
3.2.2. Avaliação dos Parâmetros de Qualidade da Imagem	34
Capítulo 4 : Resultados e Análise	38
4.1. Resultados	38
4.1.1. Qualidade da Imagem	38
4.1.2. Dosimetria	42
4.2. Análise dos Resultados	45
Capítulo 5 : Conclusões e Recomendações	47
5.1. Conclusões	47
5.2. Recomendações	47
Referências Bibliográficas	48
Anexos	51

Capítulo 1 : Introdução e Objectivos

No capítulo 1, inicia-se uma exploração do cenário problemático que motiva esta pesquisa, acompanhada pela justificação que fundamenta a sua relevância. Em seguida, apresentam-se claramente os objectivos almejados e a pergunta de pesquisa que guia o estudo.

1.1. Introdução

Nas últimas décadas, avanços significativos na tecnologia médica têm transformado a prática clínica, proporcionando diagnósticos mais precisos e eficazes. Nesse contexto, a tomografia computadorizada (TC) emergiu como ferramenta crucial para obtenção de imagens detalhadas do interior do corpo humano. No entanto, a produção de imagens de boa qualidade neste avançado método diagnóstico muitas vezes requer uma maior dose de radiação para o paciente. Por essa razão acções de controlo de qualidade (CQ) neste aparelho são indispensáveis a luz dos princípios de Protecção Radiológica dos pacientes e tem como objectivo principal identificar os erros que possam comprometer a qualidade da imagem de modo a evitar a inutilização diagnóstica do exame e repetição desnecessária.

Com base nos dados epidemiológicos apresentados por Rehani et al. (2000), evidencia-se que as doses elevadas de radiação ionizante absorvidas pelos tecidos, resultantes do excesso de exames em aparelhos de Tomografia Computorizada (TC), aproximam-se de níveis que aumentam a probabilidade de incidência de cancro.

Controlo de Qualidade (CQ) refere-se a um conjunto de procedimentos e actividades destinados a garantir que um produto ou serviço atenda aos padrões de qualidade estabelecidos (Deming, 1989). Esses processos são implementados para assegurar que os produtos ou serviços atendam às expectativas e requisitos definidos, proporcionando confiabilidade, eficiência e conformidade com normas específicas.

Nos Serviços de Radiologia, o Controlo de Qualidade (CQ) integra-se no Programa de Garantia de Qualidade (PGQ). A Organização Mundial de Saúde (OMS, 1982) define o PGQ como um esforço organizado pela equipe que opera a instalação para assegurar que as imagens diagnósticas produzidas pela instalação sejam de boa qualidade, proporcionando um diagnóstico adequado com a menor dose para o paciente.

1.2. Definição do Problema

No contexto do Hospital Central de Maputo, a realização de exames de TC desempenha um papel fundamental no diagnóstico e tratamento de uma variedade de condições médicas. Dada a natureza desafiadora desse processo, a presente pesquisa pretende avaliar até que ponto as imagens produzidas no tomógrafo do Serviço de Radiologia do HCM apresentam uma qualidade diagnóstica aceitável, considerando a menor dose de radiação possível submetida aos pacientes.

1.3. Justificativa

A crescente utilização da TC como método de diagnóstico por imagem em alguns hospitais e clínicas moçambicanas motivou a realização desta pesquisa. É reconhecido que a TC é o exame que mais contribui para a dose colectiva resultante de exposições médicas (Hart & Wall, 2004). De acordo com um estudo realizado durante o ano fiscal de 1997/1998 no Reino Unido, posteriormente atualizado para o período de 2001/2002, a TC foi responsável por quase metade da carga radiológica global proveniente de procedimentos de raios-X médicos, representando 47% dessa carga e destacando sua significativa participação.

A Agência Internacional de Energia Atómica (AIEA), na série de saúde humana nº 19 (IAEA, 2012), recomenda um monitoramento cuidadoso deste equipamento pelo Físico Médico, em colaboração com o Radiologista, garantindo condições adequadas e procedimentos otimizados para a qualidade do diagnóstico e a dose do paciente. Esta pesquisa tem o potencial de ser um auxílio valioso ao Serviço de Radiologia do HCM e aos demais Serviços de Radiologia no país que optam por essa técnica de imagiologia.

Pode contribuir significativamente na elaboração de Programas de Garantia de Qualidade (PGQ) e na optimização dos procedimentos de obtenção de imagens em TC, buscando as doses de radiação mais baixas possível e mantendo uma boa qualidade diagnóstica. O objectivo é atingir um equilíbrio entre a dose de radiação e a qualidade da imagem (QI).

Ao oferecer directrizes práticas baseadas em pesquisa científica, este estudo busca fornecer informações essenciais para a prática clínica. O monitoramento rigoroso das práticas de TC pode resultar em benefícios substanciais para os pacientes, garantindo a segurança e eficácia dos procedimentos. Além disso, ao adoptar padrões de qualidade mais elevados, os Serviços de Radiologia podem contribuir para o avanço geral na prestação de cuidados de saúde em Moçambique, alinhando-se com as recomendações internacionais de segurança e eficácia na utilização da TC como ferramenta diagnóstica.

1.4. Objectivos

1.4.1. Objectivo Geral

Avaliar a dose e a qualidade da imagem em tomografia computadorizada no Serviço de Radiologia do Hospital Central de Maputo.

1.4.2. Objectivos Específicos

- ✓ Realizar testes de controlo de qualidade em tomografia computadorizada durante quatro semanas;
- ✓ Analisar a qualidade da imagem e as doses de radiação recebidas pelos pacientes durante o exame de TC;
- ✓ Comparar as doses de radiação e a qualidade da imagem obtidas no Hospital Central de Maputo com directrizes internacionais de segurança em TC, identificando áreas de conformidade e oportunidade de melhoria.

1.5. Pergunta da Pesquisa

De que forma se pode garantir que as imagens produzidas no tomógrafo do Serviço de Radiologia do HCM apresentam uma qualidade diagnóstica aceitável com a menor dose de radiação submetida aos pacientes?

Capítulo 2 : Resumo Teórico

No segundo capítulo, busca-se oferecer um panorama conciso, mas abrangente, do desenvolvimento histórico da TC. A análise inicia-se explorando os principais marcos que moldaram essa tecnologia diagnóstica ao longo do tempo, seguido por uma investigação detalhada dos seus componentes fundamentais e dos princípios físicos que norteiam sua operação, desde a produção controlada de raios X até a formação da imagem. Neste capítulo, também são abordados aspectos de qualidade da imagem e dosimetria em TC.

2.1. Contexto Histórico da Tomografia Computorizada

O pioneirismo na Tomografia Computorizada (TC) foi marcado pelo trabalho visionário de Godfrey Newbold Hounsfield, que, em 1971, desenvolveu o primeiro equipamento funcional. Em 1972, esse avanço foi implementado na prática clínica no *Atkinson Morley Hospital*, em Londres, inicialmente para estudos radiológicos do crânio (Coutinho, 2018). Apesar desses dispositivos iniciais apresentarem limitações em resolução e velocidade de aquisição, eles estabeleceram as bases para uma revolução iminente.

À medida que as décadas avançaram, a TC testemunhou uma evolução notável, marcada por momentos importantes. Nos anos 1980, a transição dos equipamentos de TC de primeira geração para sistemas de múltiplos detectores foi um marco significativo, possibilitando a aquisição mais rápida e resolução aprimorada.

O advento da aquisição helicoidal, combinada com tomógrafos de múltiplos detectores no final do século XX, remodelou significativamente a capacidade diagnóstica. Essas inovações permitiram a obtenção eficiente de imagens tridimensionais de alta qualidade, transformando não apenas a eficácia dos exames, mas também ampliando o escopo de aplicações clínicas.

No início do século XXI, a chegada da TC multi-corte representou um avanço significativo, expandindo ainda mais as capacidades diagnósticas. Essa tecnologia permitiu a aquisição simultânea de várias fatias de imagem, proporcionando uma compreensão mais abrangente das condições clínicas dos pacientes. Esses progressos não apenas revolucionaram o campo do diagnóstico por imagem, mas também melhoraram substancialmente a precisão e eficiência dos diagnósticos médicos.

2.2. Componentes do Aparelho de Tomografia Computorizada

No contexto da Tomografia Computorizada, é essencial compreender os elementos fundamentais que compõem esse avançado sistema de imagem médica. Os componentes do aparelho de TC desempenham papéis cruciais na aquisição, processamento e reconstrução das imagens, garantindo uma representação precisa das estruturas anatómicas do corpo humano.

Dentre os principais componentes do aparelho de TC, destacam-se:

Gantry: orifício por onde o paciente se desloca por ocasião da execução do exame. Essa abertura possui um diâmetro que pode variar de 0,7 a 1,5 m. No interior do *gantry* estão inseridos o tubo de raios X, os detectores, os colimadores, gerador de alta tensão, sistema de aquisição de dados e sistema de refrigeração. Na parte externa do *gantry* existem controlos para elevação e deslocamento da mesa de exames, inclinação do *gantry* e accionamento de *laser* de posicionamento (Biasoli, 2016).

Mesa: utilizada para execução de exames.

Sistema de Computorização: responsável pela reconstrução, visualização e armazenamento de imagens. Este sistema é constituído por: Computador e consola, monitor, e equipamentos de armazenamento e gravação de imagens (fitas magnéticas, discos ópticos e impressoras).

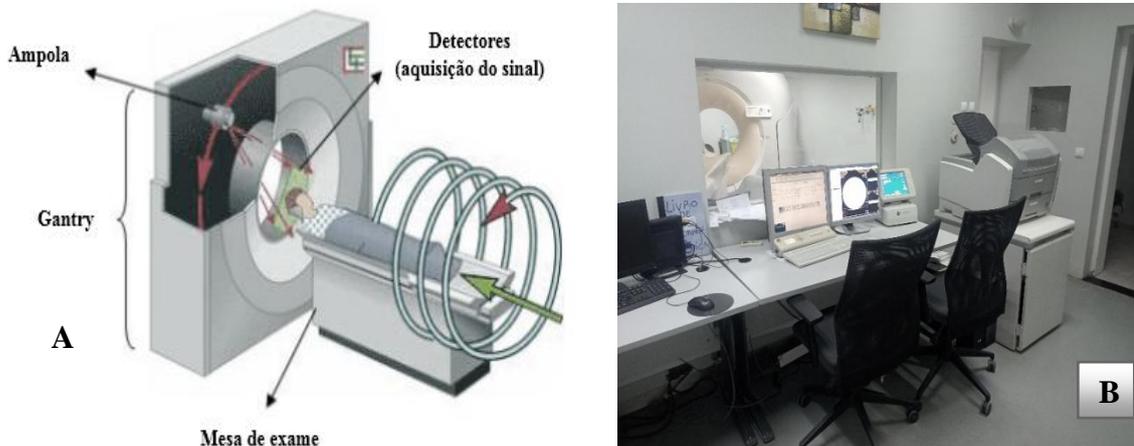


Figura 2.1: Sistema de aquisição de dados (A). Fonte: (Ferreira, 2009); Sistema de computadorização (B). Fonte: Autor

2.3. Princípios Físicos de Funcionamento de TC

2.3.1. Produção de Raios X

A produção de raios X em tomografia computadorizada ocorre num dispositivo chamado tubo de raios X, que consiste numa ampola de vidro ou metal, evacuada, com um filamento de tungsténio numa extremidade, designado por cátodo, e um alvo de metal na outra extremidade, chamado ânodo “Figura 2.2”. Electrões acelerados por um campo eléctrico intenso dentro do tubo colidem contra um alvo metálico (ânodo). A libertação dos electrões ocorre no cátodo devido à energia térmica (aquecimento) fornecida ao filamento. No impacto dos electrões com o alvo, a sua energia cinética converte-se em outras formas de energia, sendo cerca de 99% em calor e apenas 1% em raios X.

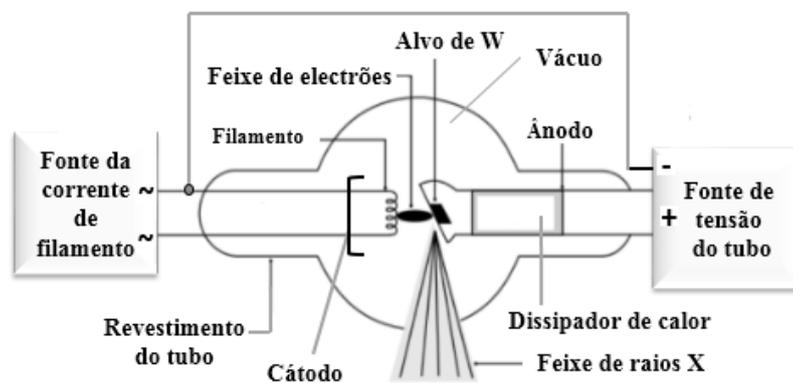


Figura 2.2: Esquema de produção de raios X. Fonte: Autor.

Durante o processo de colisão dos electrões com o alvo são produzidos dois tipos de raios X: Raios X de Travagem (*bremsstrahlung*) e Raios X Característico.

Raios X de Travagem (*bremsstrahlung*)

Os electrões, ao se aproximarem do material do alvo, interagem com os átomos, sendo desacelerados e desviados de sua trajectória original devido à interacção eletrostática com os prótons no núcleo. Essa desaceleração resulta na perda de energia cinética pelos electrões, que é então convertida em energia dos raios X. Os raios X emitidos dependem da magnitude da desaceleração dos electrões, sendo que aqueles que sofrem desaceleração mais significativa emitem raios X com maior energia, enquanto os que sofrem desaceleração menos significativa emitem raios X com menor energia. A radiação de travagem produz um espectro contínuo de raios X devido aos diferentes graus de desaceleração dos electrões ao interagirem com os átomos do material do alvo.

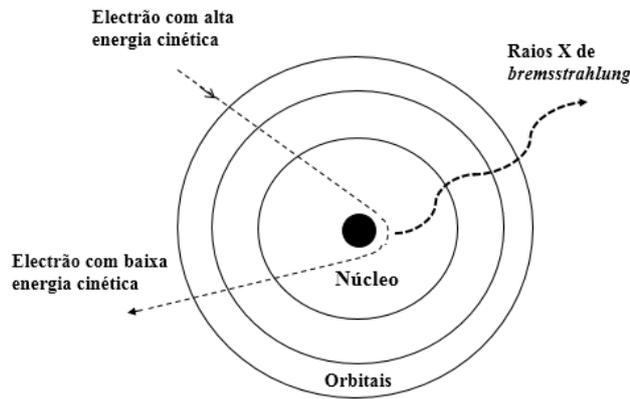


Figura 2.3: Produção de raios X de travagem. Fonte: Adaptado de (Seibert, 2004).

Raios X Característico

Resulta de uma colisão entre o electrão incidente e um electrão orbital das camadas mais internas do átomo do material do alvo (ânodo). O electrão incidente transfere energia suficiente ao electrão orbital do átomo do material do alvo, de maneira que esse último é expulso de sua órbita deixando uma lacuna em seu lugar. Isso gera uma condição instável no átomo do material do alvo, que é imediatamente corrigida com a passagem de um electrão de uma órbita mais externa para este vazio, resultando em uma redução da energia potencial do electrão e libertando-se desta forma um fóton que é designado por raio-X característico com energia igual à diferença de energia das órbitas dos electrões emitidos (Biasoli, 2016).

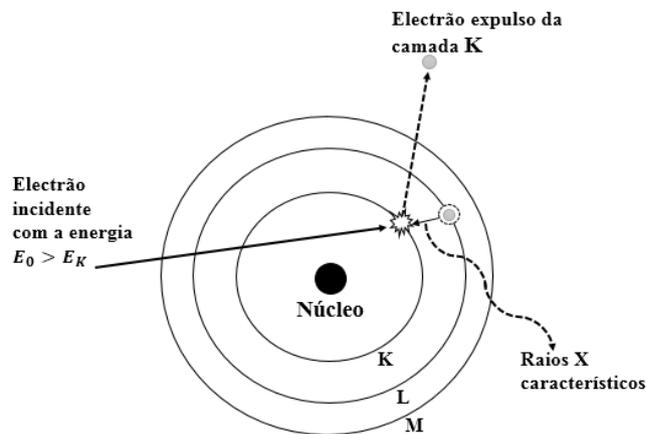


Figura 2.4: Electrão incidente com energia E_0 colide com o electrão da camada K de energia $E_K < E_0$ produzindo raios X característicos. Fonte: Adaptado de (Seibert, 2004).

Espectro de Raios X

A Figura 2.5 mostra um espectro de energia de raios X. No eixo horizontal são representadas as energias dos fótons de um feixe de raios X, que variam de 10 até um valor máximo de 80 keV (quilo electrão-volt). No eixo vertical, são representados os números de fótons para cada energia.

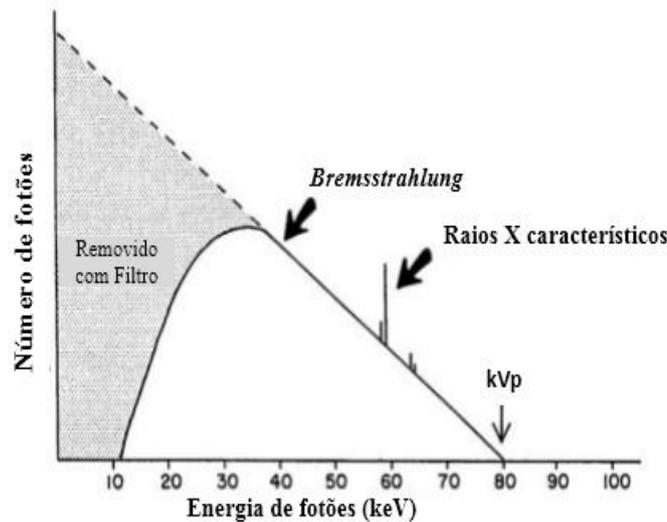


Figura 2.5: Espectro de energia de raios X. Fonte: (Dance et al., 2014).

2.3.2. Interação da Radiação com a Matéria

Existem várias formas dos raios X interagirem com a matéria. Na obtenção de imagens médicas em TC as interações mais importantes entre a radiação e a matéria são: o efeito fotoelétrico e o efeito Compton devido a faixa de energia em que esses aparelhos operam.

Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, o fóton incidente interage com um átomo, como demonstrado na Figura 2.6, transferindo toda a sua energia para um electrão localizado numa das camadas atómicas. O electrão é libertado por esta energia para mover-se no material com uma energia cinética dada pela equação:

$$E_{ce} = h\nu - E_{lig} \quad (2.1)$$

Onde: E_{lig} é a energia de ligação do electrão no átomo; h é a constante de Plank; ν é a frequência do fóton incidente;

O electrão perde rapidamente a sua energia e move-se apenas a uma distância relativamente curta da sua localização original. A energia do fóton é, portanto, depositada na matéria próxima ao local da interacção fotoelétrica. As interações fotoelétricas ocorrem geralmente com electrões que estão fortemente ligados ao átomo, ou seja, aqueles com uma energia de ligação relativamente alta. Esta

interacção só é possível se a energia do fóton, $h\nu$, exceder a energia de ligação do electrão naquela camada.

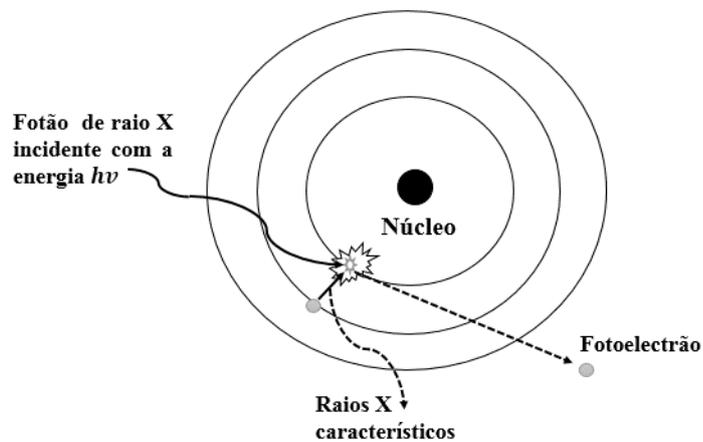


Figura 2.6: Interação do fóton de energia $h\nu$ com electrão da camada K de energia $E_{lig} \leq h\nu$. O electrão é libertado e move-se com energia cinética E_{ce} . Fonte: adaptado de (Boone & Seibert, 2005).

Efeito Compton

O efeito Compton ocorre quando um fóton de raios X interage com um electrão livre no material. Neste processo, apenas uma parte da energia é absorvida, resultando na reflexão ou espalhamento do fóton pelo material com um ângulo ϑ em outra direcção, como ilustrado na Figura 2.7 simultaneamente, o electrão recua no ângulo φ , apresentando uma energia cinética E_{ce} e um momento linear p_e .

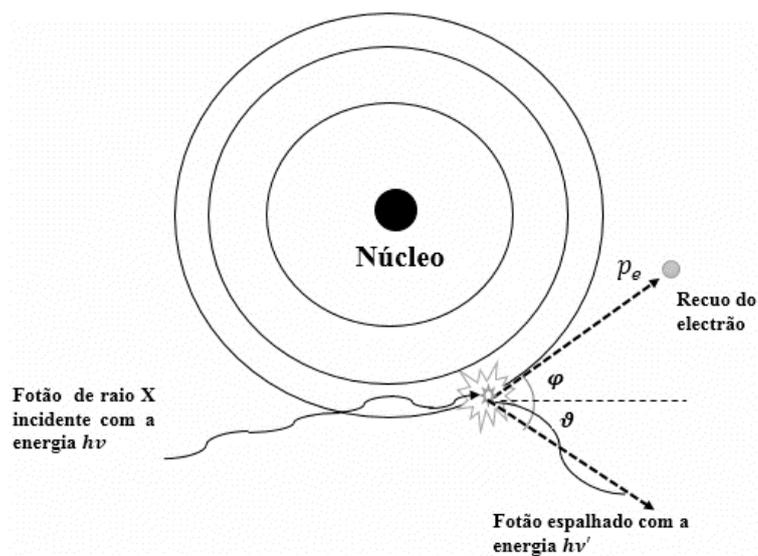


Figura 2.7: A interacção do fóton de energia $h\nu$ com um electrão em repouso de energia $E_{lig} \leq h\nu$, resulta na dispersão do fóton com energia $h\nu' \leq h\nu$ com o ângulo ϑ e com o recuo do electrão de energia cinética E_{ce} , momento p_e e ângulo φ . Fonte: adaptado de (Boone & Seibert, 2005).

Utilizando as leis de conservação de energia e momento linear, é possível obter as relações fundamentais conhecidas como relações de Compton (vede em anexo I). Uma dessas relações é a razão entre a energia do fóton espalhado, $h\nu'$, e a energia do fóton incidente, $h\nu$:

$$\frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \vartheta)} \quad (2.2)$$

Aqui, α é razão adimensional dada por $\frac{h\nu}{m_0c^2}$.

Outra relação importante está relacionada com o ângulo do fóton espalhado (ϑ) e o ângulo do electrão espalhado (φ):

$$\cot \varphi = (1 + \alpha) \tan \left(\frac{\vartheta}{2} \right) \quad (2.3)$$

E a energia cinética do electrão espalhado é dada por:

$$E_{ce} = h\nu - h\nu' = \frac{\alpha(1 - \cos \vartheta)h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos \vartheta)} \quad (2.4)$$

2.3.3. Atenuação de Raios X Através de um Objecto

Um feixe de raios X ao atravessar um objecto homogéneo com espessura “x”, é atenuado de acordo com a lei de Lambert-Beer:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.5)$$

Onde: Onde: I_0 é a intensidade inicial do feixe de raios X, I é a intensidade do feixe de raios X após atenuação, μ é o coeficiente de atenuação linear do material.

Num objecto não homogéneo, como o corpo humano, diferentes tecidos apresentam diferentes coeficientes de atenuação linear à medida que um feixe de raios X é transmitido. O cálculo da atenuação do feixe de radiação emergente leva em consideração o coeficiente de atenuação e a espessura de cada material, podendo ser calculado da seguinte forma:

$$I(d) = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad (2.6)$$

Uma vez que a imagem de TC é composta por uma matriz discreta de *pixels*, a equação de atenuação linear para essa discretização num determinado elemento de volume (*voxel*) pode ser expressa como:

$$I(d) = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i \Delta x} \quad (2.7)$$

Escala de Hounsfield

A escala de *Hounsfield* quantifica os valores dos coeficientes de atenuação (μ) dos órgãos, tecidos e estruturas ósseas percorridas pelo feixe de raios X em Unidades de *Hounsfield* (UH) ou números TC de acordo com a seguinte equação:

$$N^{\circ} TC = \frac{\mu_T - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \times 1000 \quad (2.8)$$

A Figura 2.8 mostra a escala de *Hounsfield*, onde podemos observar os valores dos números de TC para as diferentes estruturas do corpo.

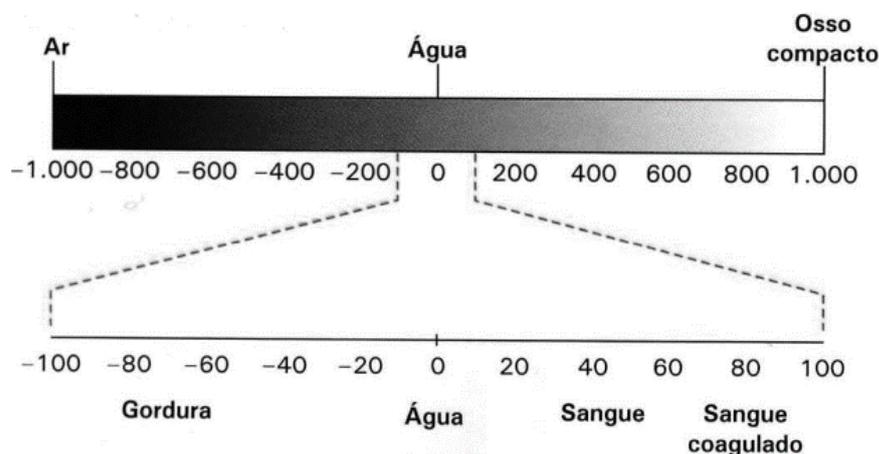


Figura 2.8: Escala de Hounsfield. Fonte: (Biasoli, 2016).

2.3.4. Formação da Imagem em TC

O processo de formação da imagem em TC pode ser dividido em três etapas: Aquisição de dados, reconstrução e apresentação da imagem.

Aquisição de Dados

Durante a aquisição de dados em TC, o conjunto “tubo de raios X-detectors” realiza um movimento de rotação em torno do paciente posicionado no centro de varredura enquanto o feixe de raios X incide nele. Após atravessar o paciente, o feixe de raios X atenuado atinge um conjunto de detectores diametralmente opostos ao tubo de raios X e é convertido em um sinal eléctrico. Os detectores recebem individualmente apenas a projecção da secção em estudo de um determinado ângulo.

Reconstrução de Imagens em Tomografia Computorizada

No processo de reconstrução de imagem, o sinal eléctrico proveniente dos detectores é convertido em uma imagem digital por meio de uma série de cálculos matemáticos executados pelo computador, utilizando um dos vários métodos matemáticos de reconstrução de imagem conhecidos como algoritmos de reconstrução. A imagem digital é organizada em uma matriz de elementos de imagem individuais, também chamados de *pixels*. Cada *pixel* é representado por um valor numérico, ou número TC. O valor específico de cada *pixel* está relacionado à densidade do tecido no elemento de volume correspondente, ou *voxel*. A imagem digital resultante é então armazenada na memória do computador.

Apresentação da Imagem

Após a reconstrução, a imagem, em sua forma numérica ou digital, é convertida em um mapa de cores para possibilitar sua visualização no monitor e tornar-se compreensível para o observador. Essa etapa é executada por componentes electrónicos que desempenham a função de um conversor digital/analógico (vídeo).

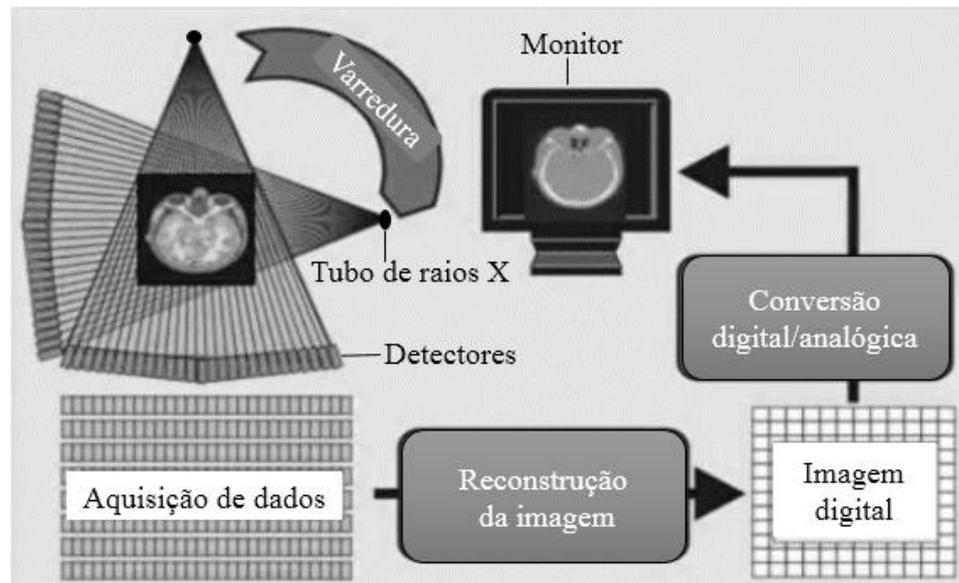


Figura 2.9: Ilustração do processo de formação da imagem de TC Fonte: (Sprawls, s.d.).

Nesta figura, ilustra-se o processo de formação da imagem em TC, no qual um feixe de raios X incide no paciente e os detectores captam o sinal atenuado, enviando-o para o sistema de computadorização, onde ocorre a reconstrução da imagem. Após a reconstrução, a imagem digital é convertida em um mapa de cores.

2.3.5. Métodos de Aquisição de Dados em TC

Existem basicamente dois métodos de aquisição de dados: a aquisição axial (sequencial) e a aquisição volumétrica.

1. A aquisição axial (sequencial) envolve a obtenção dos dados para processamento por meio de uma única volta do conjunto tubo-detector em torno do paciente, irradiando um corte. Após a rotação do conjunto, a emissão de radiação cessa para ser reiniciada após o deslocamento da mesa e reposicionamento do paciente para a aquisição de dados do próximo corte (Calzado & Geleijns, 2010).
2. A aquisição volumétrica utiliza uma geometria helicoidal, onde o tubo de raios X realiza um movimento circular contínuo em torno do paciente, enquanto a mesa se desloca lentamente desde o início até o final do volume a ser analisado. A continuidade do movimento da mesa evita as paradas das aquisições axiais, dinamizando o processo de varredura e reduzindo o tempo de aquisição para poucos segundos (Calzado & Geleijns, 2010).

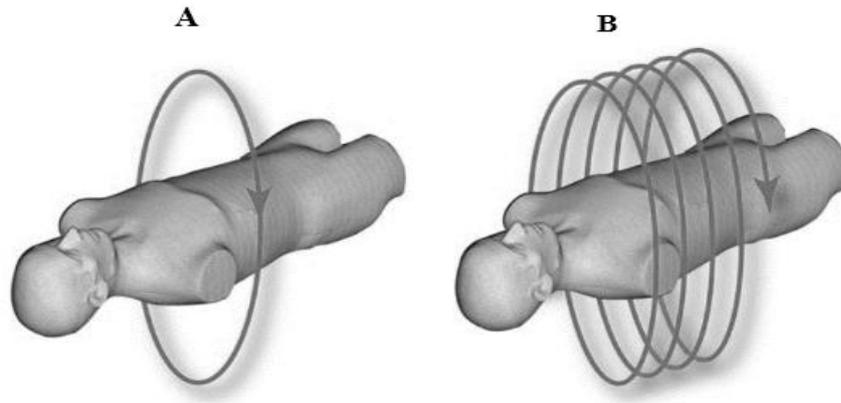


Figura 2.10: Métodos de aquisição de dados em TC, sequencial (A) e helicoidal (B). Fonte: (Calzado & Geleijns, 2010).

2.3.6. Parâmetros de Aquisição de Dados

A aquisição de dados em TC ocorre mediante ajuste de alguns parâmetros técnicos tais como: quilovoltagem (kV), corrente eléctrica, tempo de exposição, campo de visão (*field of view* -FOV); matriz; espessura do corte; e passo da mesa (Biasoli, 2016).

Quilovotagem (kV)

A quilovoltagem refere-se à tensão aplicada ao tubo de raios X e está relacionada com a energia do feixe de radiação produzido. A faixa de variação da tensão aplicada ao tubo de raios X de um aparelho de TC situa-se entre 80 e 150 kV. Um aumento na quilovoltagem aumenta a energia do feixe de radiação e reduz o contraste entre as estruturas (Biasoli, 2016).

Miliamperagem (mA)

A miliamperagem (mA) refere-se à corrente aplicada ao tubo de raios-X, responsável pela intensidade do feixe de radiação produzido. Em sistemas de TC, a variação típica da miliamperagem do tubo de raios-X situa-se entre 100 e 800 mA (Biasoli, 2016).

Tempo de exposição

O tempo de exposição determina a duração da emissão de raios-X. A multiplicação da corrente (mA) pelo tempo de exposição (s) resulta em miliamperagem-segundo (mAs), representando a quantidade total de carga eléctrica utilizada durante a exposição. Ajustar o mAs influencia directamente a quantidade total de radiação emitida e, conseqüentemente, a exposição do paciente.

Campo de visão

O campo de visão (*FOV - Field of View*), está relacionado com a determinação do tamanho da área de visualização do objecto em estudo (Biasoli, 2016). Ele é determinado pela largura e altura da região anatómica que está sendo estudada e é uma medida importante para especificar a extensão da área que será coberta pela aquisição de imagens.

Matriz

As imagens de Tomografia Computorizada (TC) são compostas por uma matriz quadrada, frequentemente de 512 x 512 *pixels*, representando a resolução visual. Cada *pixel*, a menor unidade bidimensional, contribui para a formação de uma imagem tridimensional. Essa representação tridimensional é possível devido aos "*voxels*", unidades de volume discretas, sendo sua estrutura influenciada pela espessura do corte, o tamanho da matriz e o campo de visão. Em equipamentos de TC multi-corte, os *voxels* se aproximam de uma forma cúbica. A intensidade e cor de cada *pixel* carregam informações cruciais sobre a atenuação dos raios X pelos tecidos. Esses conceitos são fundamentais para compreender a complexidade e profundidade das informações capturadas em uma imagem de TC (Marques, 2009).

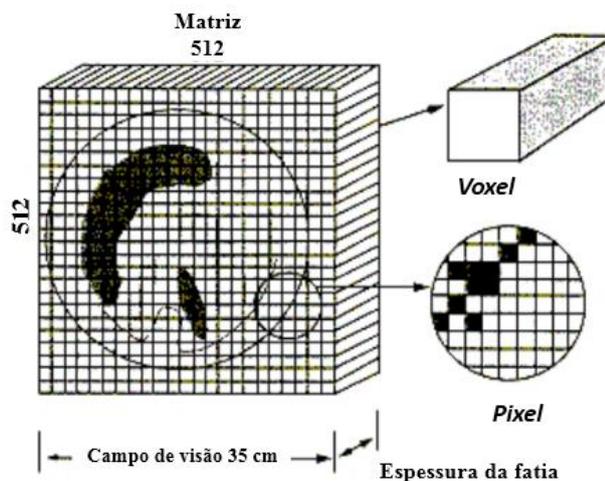


Figura 2.11: Matriz de reconstrução de imagem em TC. Fonte: (Medeiros, 2009)

Espessura de corte

A espessura de corte corresponde à espessura efectiva de um corte tomográfico. A espessura de corte pode ser seleccionada pelo técnico de radiologia, de acordo com os requisitos clínicos e, geralmente, encontra-se no intervalo entre 1 mm e 10 mm. A espessura de corte é directamente proporcional a resolução de contraste e inversamente proporcional a resolução espacial, isto é, quanto maior a

espessura de corte, maior a resolução de contraste da imagem e menor a resolução espacial (Biasoli, 2016).

Passo (*Pitch*)

Em aparelhos de TC helicoidais, o *pitch* representa a distância percorrida pela mesa de exame em uma rotação completa de 360° do tubo de raios X ao redor do paciente. Seu valor é calculado pela Equação:

$$Pitch = \frac{\text{distância percorrida pela mesa}}{N \times \text{Espessura de cada corte}} \quad (2.9)$$

A escolha do *pitch* tem impactos na qualidade da imagem e na dose de radiação no paciente da seguinte maneira:

Pitch > 1: isso resulta em uma diminuição da dose para o paciente, porém, ao mesmo tempo, pode reduzir a qualidade da imagem.

Pitch < 1: conduz a uma melhor qualidade de imagem, mas também implica em uma maior dose de radiação para o paciente.

O *pitch* ideal pode variar conforme as circunstâncias clínicas específicas. Torna-se crucial adaptar a abordagem com base nas necessidades individuais do paciente e nos objectivos do exame.

2.3.7. Métodos de Reconstrução da Imagem

Os métodos de reconstrução podem ser classificados em duas categorias principais: métodos algébricos e métodos analíticos. Dentro dos métodos analíticos, destacam-se a retroprojectão e a Transformada de Fourier (Asl & Sadremomtaz, 2013). Este estudo se concentra nos métodos analíticos, com ênfase especial na retroprojectão, tanto simples quanto filtrada.

Apesar de ser amplamente utilizada e eficaz, a retroprojectão não está isenta de impactos negativos. Destacam-se a necessidade de aumentar a dose de radiação para obter boa qualidade de imagem e a possível degradação da qualidade em exames de grandes volumes (Chillarón et al., 2020).

Método de Retroprojectão Simple (*Simples Back Projection-SBP*)

No método de retroprojectão simples, a imagem é reconstruída tomando em conta a soma das projectões de raios X e consistem em quatro etapas conforme visualizado na Figura 2.12.

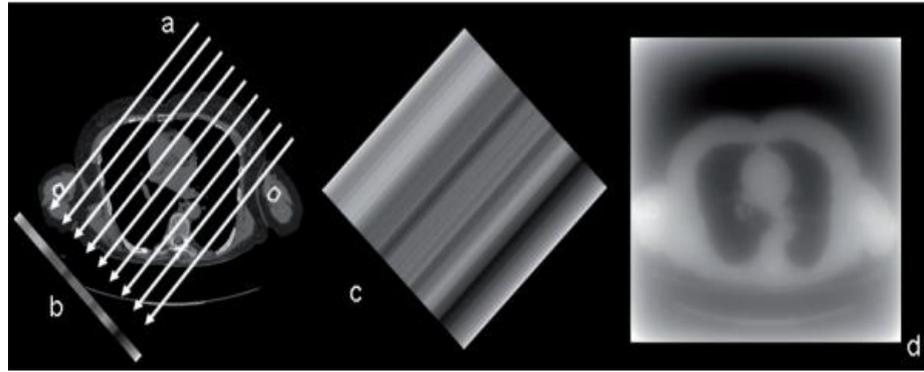


Figura 2.12: Etapas de reconstrução da imagem por retroprojeção simples. Fonte: (Dance et al., 2014).

Em (a) ilustra a projecção de raios X em um determinado ângulo produzindo um perfil de transmissão em (b). Aplicando uma retroprojecção simples deste perfil, o sinal medido é distribuído uniformemente sobre a área no mesmo ângulo de projecção (c). Somando as retroprojecções dos perfis de transmissão de todos os ângulos de projecção, verifica-se a produção de uma imagem fortemente desfocada (d) (Dance et al., 2014).

Método de Retroprojecção Filtrada (*Filtered Back Projection – FBP*)

O método de retroprojecção filtrada surge como correcção para as borrosidades provenientes da retroprojecção simples, visando aprimorar a qualidade da imagem mediante o uso de um filtro de convolução. Na Figura 2.13, são apresentadas imagens associadas a 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 256 e 1024 retroprojecções filtradas em diversos ângulos, destacando a evolução visual resultante do processo de aplicação do filtro em diferentes quantidades de retroprojecções (Dance et al., 2014).

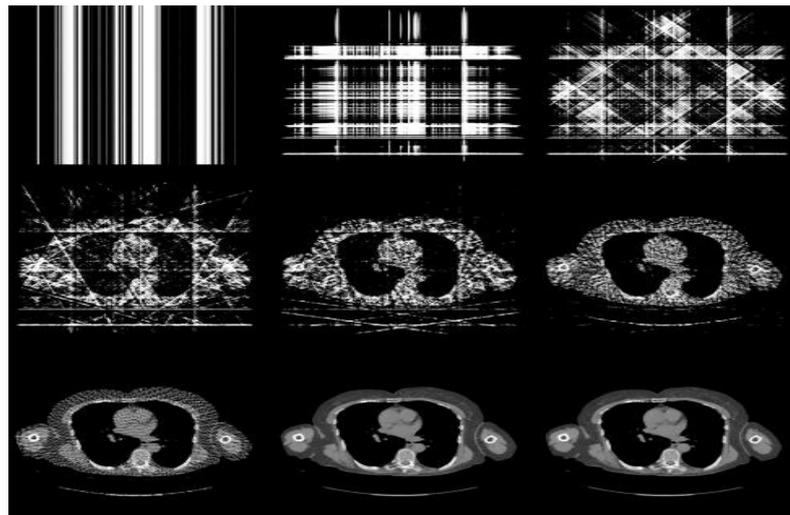


Figura 2.13: Reconstrução de imagem de TC utilizando método de retroprojecção filtrada. Fonte: (Dance et al., 2014).

2.4. Qualidade da Imagem em Tomografia Computorizada

Quando se aborda a Qualidade de Imagem (QI) na Tomografia Computorizada (TC) e em outras técnicas radiológicas, é possível fazer distinção entre a QI objectiva e a QI clínica. Do ponto de vista objectiva, a qualidade da imagem refere-se à precisão com que a imagem de TC reproduz a distribuição tridimensional de atenuação do feixe de raios X através do paciente. Essa qualidade pode ser expressa em termos de parâmetros físicos, tais como ruído, exactidão dos números de TC, uniformidade dos números de TC, linearidade dos números de TC, resolução espacial e resolução de baixo contraste. Esses parâmetros são mensuráveis utilizando fantoma com característica específica para o Controlo de Qualidade (CQ) da imagem em TC. Em contraste, a QI clínica está relacionada às percepções subjectivas do observador, incorporando aspectos mais subjectivos na interpretação da imagem.

2.4.1. Ruído

O ruído da imagem em TC representa a flutuação estatística ou desvio padrão dos números de TC em uma região homogénea de interesse (ROI) (Zarb et al., 2010). Esse tipo de ruído depende do número de fótons de raios X que atingem o detector (ruído quântico) e tem um impacto significativo na resolução de contraste. O número de fótons que chega aos detectores é determinado pela corrente eléctrica e o tempo de exposição em miliampere-segundos (mAs), enquanto sua energia é determinada pela tensão eléctrica em quilovolt (kV). A redução de mAs e kV aumenta o ruído da imagem, mas diminui a dose do paciente.

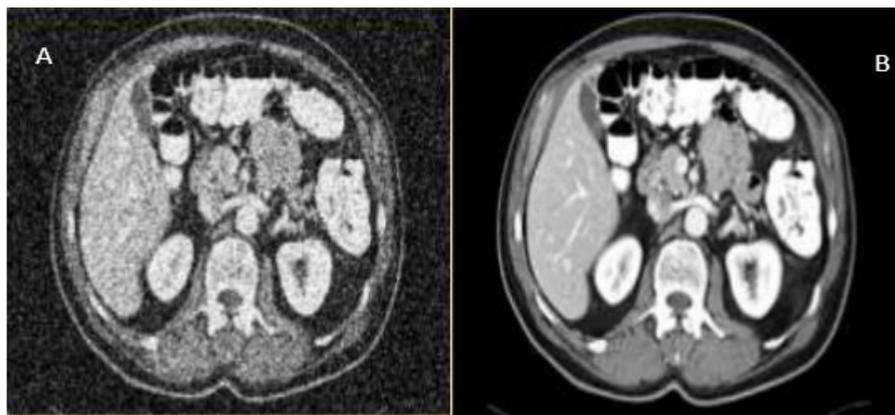


Figura 2.14: Efeito do mAs na dose e ruído da imagem. Fonte: (Sprawls, s.d.).

Na Figura 2.14, à esquerda, é exibida uma imagem com baixo mAs e maior ruído, enquanto à direita, é evidenciada uma imagem com alto mAs e baixo ruído. Esta representação destaca a discrepância nos parâmetros de miliamperagem-segundo (mAs), onde valores inferiores estão correlacionados

com uma maior interferência na forma de ruído, ao passo que valores superiores conduzem a uma imagem mais nítida e com menor granulação.

O ruído quântico em TC pode ser determinada pela seguinte expressão:

$$N = \frac{\sigma_{ROI}}{1000} \times 100\% \quad (2.10)$$

Onde: σ_{ROI} é o desvio padrão dos números de TC na região de interesse (*ROI*) central. 1000 é a diferença entre os valores nominais de número de TC para água e ar.

2.3.2. Exactidão dos Números de TC

A exactidão visa avaliar o valor do número de TC de uma estrutura com densidade e coeficiente de atenuação conhecido, comparando o valor adquirido com o seu valor teórico. A exactidão dos números de TC pode ser obtida através da seguinte equação:

$$\Delta TC = TC_{central} - TC_{nom} \quad (2.11)$$

Onde:

$TC_{central}$ – valor médio do número de CT na *ROI* central.

TC_{nom} – 0 (zero) para a água.

TC_{nom} – 1000 para ar.

2.3.4. Resolução Espacial

A resolução espacial, também conhecida como resolução de alto contraste, refere-se à capacidade do sistema de imagem em distinguir dois objectos pequenos que possuem atenuações significativamente diferentes quando estão muito próximos. Essa resolução pode ser medida utilizando fantoma composto por faixas altamente atenuadoras separadas por outras de atenuação muito baixa, que se tornam sucessivamente mais finas. A resolução espacial é quantificada em unidades de frequência espacial e expressa em pares de linhas por centímetro (lp/cm). Vários factores influenciam a resolução espacial, incluindo algoritmo de reconstrução, largura do detector, espessura do corte, distância do objecto ao detector, tamanho do ponto focal do tubo de raios X e tamanho da matriz (Coutinho, 2018).

2.3.5. Resolução de Contraste

A resolução de contraste, também conhecida como resolução de baixo contraste, refere-se à capacidade do sistema de imagem em distinguir detalhes quando há uma pequena diferença de densidade em relação à área circundante. Este parâmetro é avaliado subjectivamente utilizando fantoma de contraste nas condições típicas da prática clínica. Tanto o ruído quanto a dose de radiação são factores que influenciam a resolução de contraste. Em situações de baixa dose de radiação, o ruído na imagem pode comprometer a qualidade, tornando a observação de lesões mais difícil. Portanto, é crucial encontrar um equilíbrio delicado entre o contraste necessário para garantir uma boa qualidade da imagem e a dose de radiação necessária para alcançar essa resolução de contraste (Coutinho, 2018).

2.3.6. Uniformidade

A uniformidade refere-se ao requisito de que o número de TC de cada *pixel* na imagem de um objecto homogéneo seja o mesmo dentro de limites restritos em várias regiões de corte do objecto de teste. As variações no número médio de TC são, em grande parte, devidas ao fenómeno do endurecimento do feixe de raios X e aos algoritmos de reconstrução da imagem (Coutinho, 2018).

A uniformidade em TC pode ser expressa matematicamente da seguinte forma:

$$U = TC_{per} - TC_{central} \quad (2.12)$$

Onde:

$TC_{central}$ – valor médio do número de TC na região de interesse (*ROI-region of interest*) central.

TC_{per} – valor médio do número de TC de cada uma das *ROI's* na periferia do objecto de teste.

2.3.7. Linearidade

A linearidade refere-se à relação linear entre o número de TC calculado e o coeficiente de atenuação linear de cada elemento do objecto. Para uma avaliação precisa da linearidade, é necessário utilizar um fantoma que contenha materiais de composição e densidade conhecidas, como o *teflon* (nome químico), o acrílico (nome químico) e o ar, que são representativos dos principais constituintes anatómicos. Para determinadas energias do feixe de raios X, os coeficientes de atenuação podem ser obtidos utilizando esses materiais (Coutinho, 2018).

2.5. Dosimetria em Tomografia Computorizada

A segurança no CQ, que visa a conhecer as doses recebidas pelo paciente durante o processo de aquisição de imagens de TC utilizam três parâmetros bem definidos: o *Computer Tomography Dose Index* (CTDI), *Dose-Length-Product* (DLP) e a dose efectiva (*E*) (Biasoli, 2016).

2.5.1. Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI)

O CTDI representa a dose média absorvida, ao longo do eixo Z, a partir de um corte axial (uma rotação de 360° do tubo de raios X). É definido como a integral do perfil de dose ($D(z)$) ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação (Z) para uma única fatia, dividida pela espessura nominal do corte T:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2.13)$$

Na prática, uma avaliação conveniente de CTDI pode ser feita usando uma câmara de ionização tipo lápis com um comprimento activo de 100 mm, de modo a fornecer uma medida de $CTDI_{100}$. Matematicamente o $CTDI_{100}$ é definido pela seguinte equação:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (2.14)$$

As medições do $CTDI_{100}$ podem ser realizadas no ar, $CTDI_{100,ar}$, colocando a câmara de ionização no centro do Gantry e paralelamente ao eixo de rotação do tomógrafo ou no centro ($CTDI_{100,c}$) e na periferia ($CTDI_{100,p}$) do fantoma padrão de dosimetria em TC.

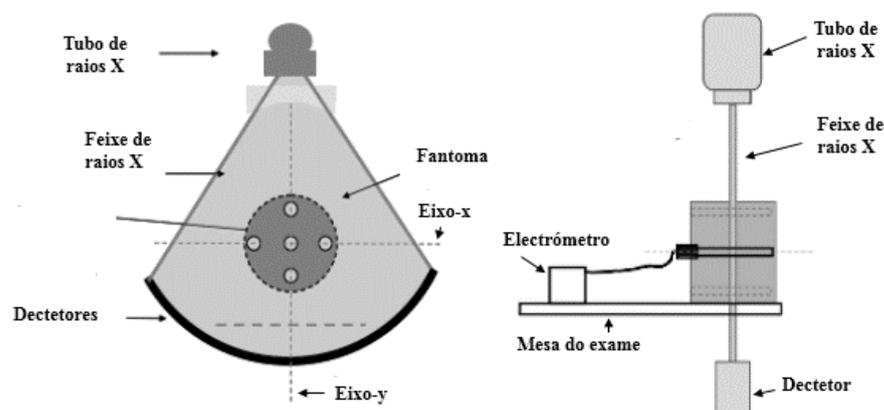


Figura 2.15: Demonstração do posicionamento do fantoma CTDI dentro do campo de varredura. Fonte: (IAEA, 2011).

A distribuição da dose em um corte tomográfico não é uniforme, sendo maior próximo à pele do que no centro do corpo (Biasoli, 2016). Para calcular a média da dose absorvida, foi introduzido o *CTDI* ponderado (*CTDI weighted*), representado pela sigla $CTDI_w$. O $CTDI_w$ é calculado por meio de uma ponderação dos valores medidos com a câmara de ionização no centro e na periferia do fantoma.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (2.15)$$

Onde, $CTDI_{100,c}$ é o valor medido no centro do fantoma e o $CTDI_{100,p}$ representa uma média das medições efectuadas nas quatro posições periféricas do fantoma..

Índice de Dose Volumétrico em TC ($CTDI_{vol}$)

O $CTDI_{vol}$ representa a dose média absorvida ao longo do eixo X,Y, Z. É uma medida utilizada nos aparelhos helicoidais e o seu valor é obtido dividindo o $CTDI_w$ pelo *pitch*. A expressão matemática do $CTDI_{vol}$ é:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (2.16)$$

As grandezas $CTDI$, $CTDI_{100}$, $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$ são geralmente expressas em miligray (mGy).

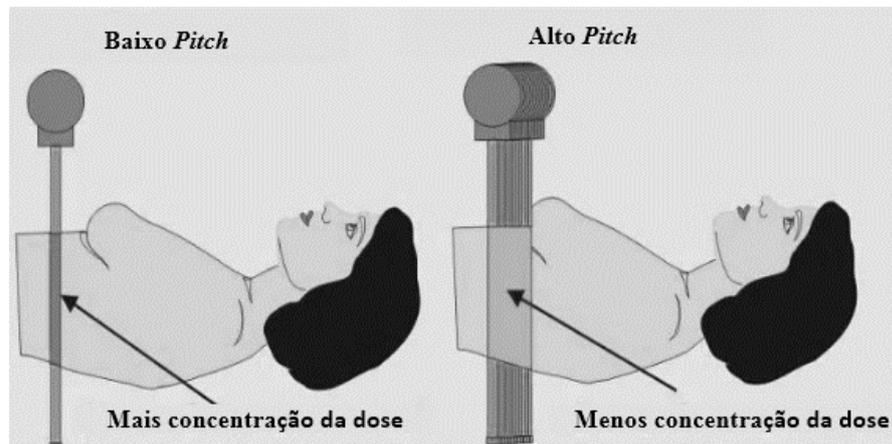


Figura 2.16: Relação entre $CTDI_{vol}$ e o *pitch*. Fonte: (Sprawls, s.d.)

Nesta representação, observa-se que quanto menor for o *pitch*, maior será a concentração da dose no volume irradiado. Por outro lado, quanto maior for o *pitch*, menor será a dose..

2.5.2. Produto Dose-Comprimento (*DLP*)

O *Dose-Length Product* (*DLP*) representa a dose total absorvida em um exame completo e leva em consideração o número de cortes por cada sequência ou rotação, bem como a espessura dos cortes utilizados (Andisco et al., 2014). O *DLP* pode ser calculado por meio da seguinte fórmula:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (2.17)$$

Onde, L é o varrimento longitudinal da mesa para o exame completo em centímetro (cm). A unidade de medida do *DLP* é $mGy \cdot cm$.

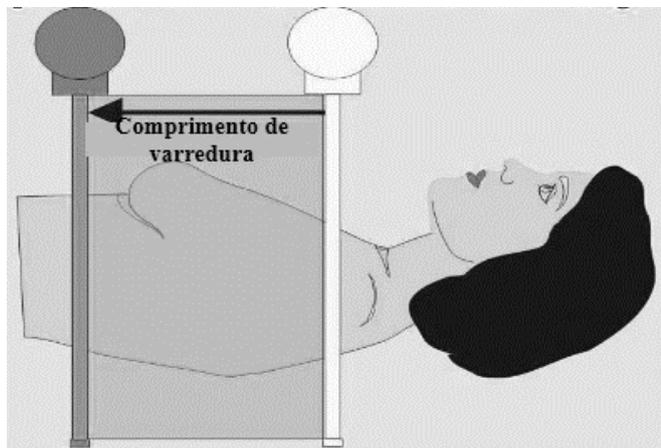


Figura 2.17: Representação do comprimento de varredura para o cálculo do produto dose-comprimento (*DLP*).
Fonte: (Sprawls, s.d.)

2.4.3. Dose Efectiva

Para estimar o risco associado à realização de uma tomografia no paciente, é crucial considerar as doses absorvidas por cada órgão em relação à radiação (Andisco et al., 2014). A Dose Efectiva é definida como a média ponderada dos valores das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo. Na TC, sua expressão é dada por:

$$E = k \cdot DLP \quad (2.18)$$

Onde: k é a dose efectiva normalizada.

A unidade de medida da dose efectiva no Sistema Internacional (SI) é o Sievert (Sv).

Tabela 2.1: Valores de k , para adultos, utilizados para os cálculos da dose efectiva Fonte: (McCollough, et al., 2008).

Regiões de exame	$k(\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1})$ em adultos
Crânio	0,0023
Abdómen	0,015
Tórax	0,017

Tabela 2.2: Valores Típicos de Doses Efectivas para Exames de TC fornecidos pela Associação Americana de Física Médica (*American Association of Physicists in Medicine, AAPM*) (McCollough, et al., 2008).

Regiões de exame	$E(\text{mSv})$
Crânio	1-2
Abdómen	5-7
Tórax	8-14

2.4.4. Níveis de Referências em Diagnóstico de TC

As doses aplicadas em procedimentos de diagnóstico médico podem variar consideravelmente entre diferentes equipamentos e instalações. Diante dessa variabilidade, a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP, 1996) introduziu o conceito de "Níveis de Referência em Diagnóstico" (*Diagnostic Reference Level - DRL*), que representa um ponto de referência utilizado para auxiliar na optimização dos procedimentos de radiologia diagnóstica e na protecção da exposição médica de pacientes. Essa optimização deve ser direccionada ao objectivo clínico específico do exame. A Tabela 2.3 apresenta os valores de dose de referência propostos pela Comissão Europeia para exames de tomografia computadorizada (TC).

Tabela 2.3: Níveis de referência em diagnóstico de TC propostos pela comissão europeia (Bongartz, et al., 2000).

Regiões de exame	$CTDI_w(\text{mGy})$	$DLP(\text{mGy} \cdot \text{cm})$
Crânio	60	1050
Abdómen	35	780
Tórax	30	650

Capítulo 3 : Materiais e Métodos

Este capítulo proporciona uma visão detalhada dos elementos-chave envolvidos na condução da pesquisa, destacando os principais equipamentos, o tomógrafo em análise, os parâmetros críticos avaliados e a metodologia empregada.

3.1. Materiais

3.1.1. Equipamento de Tomografia Computorizada

A avaliação da dose e qualidade da imagem foi conduzida utilizando um equipamento de Tomografia Computorizada (TC) da marca *Philips*, identificado pela série ID3239-336099 e designado como modelo *Ingenuity* com capacidade para 128 cortes. Este equipamento está localizado nas instalações do Hospital Central de Maputo (HCM) na sala destinada à Tomografia Axial Computorizada (TAC).

A utilização deste equipamento específico é fundamental para garantir a relevância e aplicabilidade dos resultados obtidos, uma vez que reflecte as condições reais do ambiente clínico no HCM.



Figura 3.1: Equipamento de tomografia computadorizada. Fonte: Autor.

A Figura 3.1 apresenta o equipamento de Tomografia Computorizada (TC) utilizado na pesquisa. A imagem captura visualmente o equipamento, proporcionando uma visão clara de sua estrutura e *design*. Esta representação visual é crucial para contextualizar o ambiente clínico onde a avaliação de dose e qualidade da imagem foi conduzida.

3.1.2. Variáveis Estudadas

Os parâmetros abordados nesta pesquisa englobam aspectos cruciais relacionados à qualidade da imagem e dosimetria. As variáveis estudadas incluem parâmetros de qualidade da imagem, como

ruído, resolução de contraste, exactidão, uniformidade e linearidade dos números de TC; e parâmetros dosimétricos, tais como Índice de Dose em Tomografia Computorizada (*CTDI*), Produto Dose-Comprimento (*DLP*) e dose efectiva (*E*). As prescrições de desempenho e a periodicidade dos testes foram fundamentadas nas Séries de Saúde Humana da Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA) nos números 19 e 47, seguindo também as directrizes do manual da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA, 2005) do Brasil. Esses elementos compõem uma abordagem abrangente para avaliar tanto a qualidade da imagem quanto a exposição à radiação durante os procedimentos de Tomografia Computorizada.

Tabela 3.1: Testes de controlo de qualidade em tomografia computadorizada (TC), suas prescrições de desempenho e periodicidade.

Testes	Prescrições de desempenho	Periodicidade
Ruído	Variação em relação à linha de base $\pm 10\%$ ou 0,2 HU	Mensal
Uniformidade	Desvio em relação ao valor de referência ± 2 HU	Semestral
Exactidão de números de TC	± 5 HU da diferença entre o valor nominal com o valor médio do número de TC na ROI central	Semestral
Linearidade de números de TC	Coefficiente de correlação próximo de 1	Anual
Resolução de contraste	Identificação de 7 furos	Anual e após mudanças
Dose	Diferença de $\pm 20\%$ para $CTDI_{vol}$ em relação a linha de base	Anual

A Tabela 3.1 resume os testes de controlo de qualidade realizados na tomografia computadorizada, estabelecendo as prescrições de desempenho para cada teste e a periodicidade recomendada para sua execução. Esses testes visam garantir o funcionamento adequado do equipamento, a obtenção de imagens de alta qualidade e a segurança do paciente durante os procedimentos de TC.

3.1.3. Instrumentos de Avaliação da Dose de Radiação

Para a avaliação dos parâmetros de dosimetria, foram utilizados instrumentos fornecidos pela Agência Nacional da Energia Atómica (ANEA). O fantoma padrão de crânio foi utilizado como referência, em conjunto com uma câmara de ionização tipo lápis de 100 mm de comprimento, modelo DCT10-MM, série 2429. Este conjunto foi acoplado a um electrómetro (*MagicMax Universal*), gentilmente fornecido pela equipe de Física Médica do Serviço de Radioterapia do Hospital Central de Maputo (HCM).

É relevante destacar que a câmara de ionização utilizada passou por um processo de calibração em 2017, garantindo a confiabilidade das medições. Essa abordagem assegura a conformidade com os padrões de dosimetria e contribui para resultados confiáveis na avaliação da dose de radiação.

A câmara de ionização tipo lápis é um detector a gás desenvolvida exclusivamente para dosimetria em TC, de forma que a carga eléctrica produzida pela radiação ao longo do volume sensível da câmara é proporcional à distribuição da radiação no corte tomográfico (Cária, 2010).



Figura 3.2: Câmara de ionização do tipo lápis. Fonte: Autor.

O Figura 3.2 exhibe a câmara de ionização empregada no contexto deste estudo. A visualização da câmara oferece uma compreensão directa de sua configuração e *design* específicos.

Quando a radiação interage com o gás (ar) contido dentro da câmara provoca ionização dos seus átomos formando dois pares de iões positivo e negativo. Uma tensão é aplicada nos eléctrodos gerando um campo eléctrico que determina a movimentação dos iões formados para o ânodo e o cátodo. O ião negativo (electrão) é atraído pelo ânodo, resultando em uma corrente eléctrica proporcional à intensidade do feixe de radiação. Essa corrente pode ser transformada em um sinal eléctrico por meio de um circuito amplificador e avaliada utilizando um electrómetro.

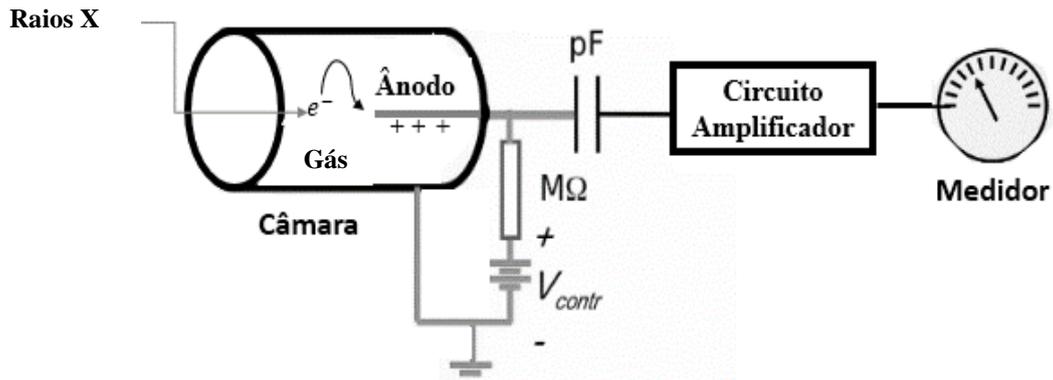


Figura 3.3: Circuito básico de funcionamento da câmara de gás. Fonte: Autor.

A Figura 3.3 ilustra o circuito básico de funcionamento de uma câmara de gás. O esquema mostra os componentes essenciais que compõem a câmara de gás e como eles interagem para detectar radiação.

A Figura 3.4 ilustra a relação entre o número de cargas colhidas e a tensão aplicada em um detector a gás genérico. Este gráfico descreve distintas regiões que caracterizam o comportamento do detector em resposta à ionização causada pela radiação.

1. **Região de recombinação:** Com tensões muito baixas, o campo elétrico não é suficiente para evitar a recombinação de iões e electrões primários, resultando em uma carga colhida menor do que a produzida no gás.
2. **Região de saturação:** Com o aumento da tensão, o número de cargas colhidas iguala-se ao número de cargas produzidas pelo gás. Esta é a região onde o detector atinge a saturação.
3. **Região proporcional:** Electrões da ionização primária são acelerados o suficiente para causar colisões adicionais, resultando numa avalanche de ionizações. A amplitude do sinal continua crescendo de maneira proporcional.
4. **Limite da região proporcional:** Nesta fase, a amplitude do sinal cresce de maneira não linear, mesmo com um número inicial de iões criados.
5. **Região de Geiger Müller:** Aumentando ainda mais a tensão, o detector entra na região de Geiger Müller, caracterizada por uma resposta altamente amplificada.
6. **Região de descarga contínua:** Na última fase, a tensão aplicada é tão alta que ocorre uma descarga contínua.

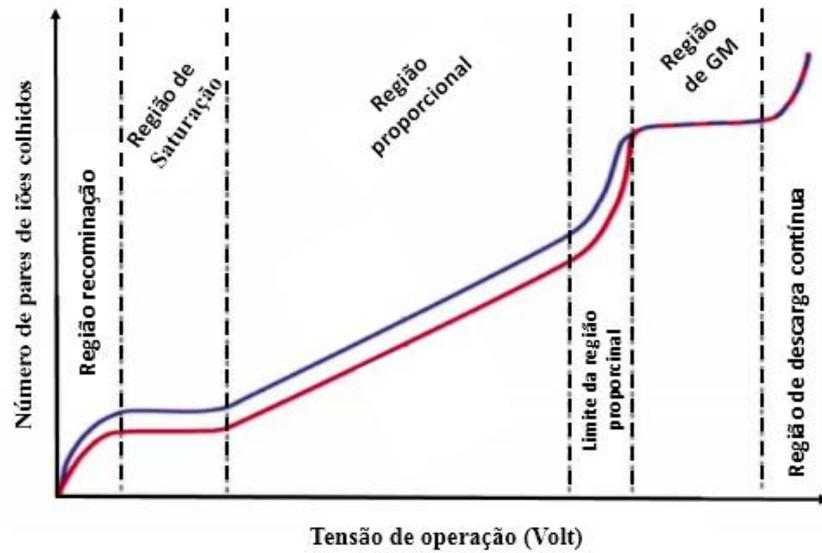


Figura 3.4: Variação do número de cargas colhidas em função da tensão em um detector a gás genérico. Fonte: Autor.

Fantoma Dosimétrico

O fantoma padrão de crânio utilizado nesta pesquisa foi fabricado em polimetilmetacrilato (PMMA) com um diâmetro de 16 cm. Este fantoma possui um orifício central e quatro pontos periféricos para a colocação de uma câmara de ionização do tipo lápis.



Figura 3.5: Fantoma dosimétrico de crânio. Fonte: Autor.

Electrómetro

O electrómetro utilizado nesta pesquisa foi um dispositivo *MagicMax Universal*. O diagrama do electrómetro, representado na Figura 3.6, destaca os principais componentes e circuitos responsáveis pela detecção e leitura da carga eléctrica gerada pela interacção da radiação. O *software MagicMax* instalado em um computador pessoal (PC) fornece configurações específicas e comandos necessários para a medição da dose. Além disso, facilita o processamento dos dados medidos, permitindo a visualização ou exportação dos resultados para formatos compatíveis, como arquivos do Excel.

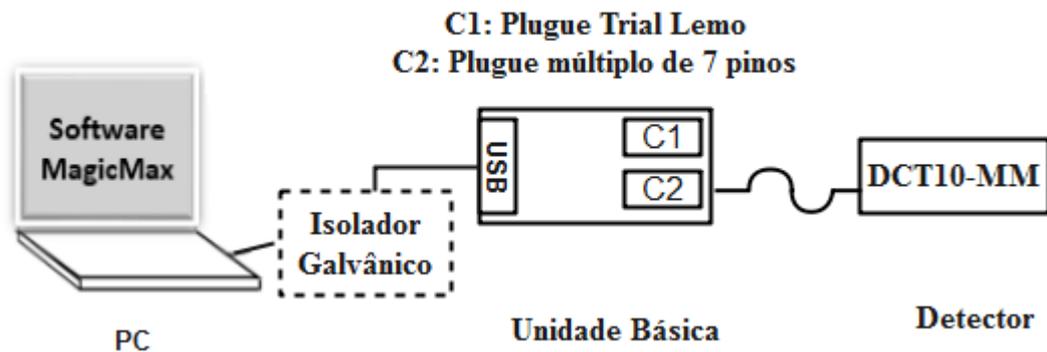


Figura 3.6: Diagrama básico de funcionamento do *MagicMax Universal*. Fonte : Adaptado de (IBA, 2013).

3.1.4. Instrumentos de Avaliação da Qualidade da Imagem

A avaliação da qualidade da imagem foi conduzida utilizando o fantoma de calibração da marca *Philips*, modelo *Brilliance* P/N: 453567134182, presente no Serviço de Radiologia do Hospital Central de Maputo (HCM). Este componente desempenha uma função vital ao simular as interacções da radiação com os tecidos humanos, fornecendo uma base sólida para a análise da qualidade das imagens geradas pelo tomógrafo.

O fantoma em questão é composto por seis materiais atenuadores distintos, cada um simulando a absorção e o espalhamento da radiação de maneira análoga aos tecidos presentes no corpo humano. Esses materiais abrangem uma variedade que inclui água, *nylon*, polietileno, *teflon*, acrílico e *lexan*.

A escolha do fantoma foi fundamentada em sua notável capacidade de simular uma variedade de tecidos humanos com precisão, permitindo uma avaliação mais abrangente da qualidade da imagem produzida pelo tomógrafo.

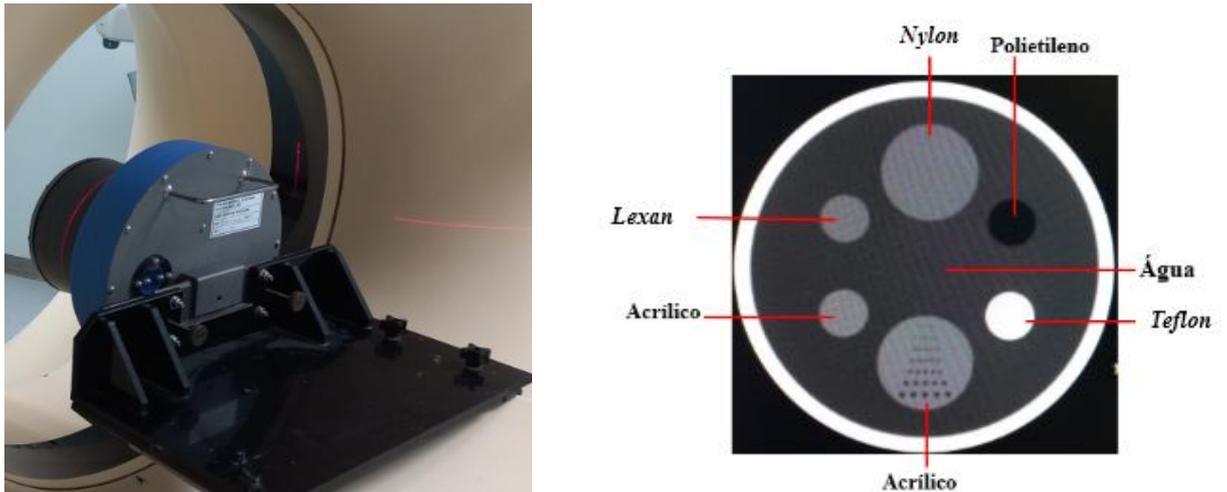


Figura 3.7: Fantoma de qualidade da imagem posicionado no centro do tomógrafo (à esquerda) e imagem com componentes do fantoma (à direita). Fonte: Autor.

A Figura 3.7 apresenta visualmente o fantoma de qualidade da imagem utilizado na pesquisa, com destaque para dois aspectos cruciais: a estrutura do próprio fantoma (à esquerda) e a imagem resultante que exhibe os componentes específicos do fantoma (à direita). Abaixo estão detalhes importantes sobre cada parte da figura:

- **Figura à esquerda (fantoma de qualidade da imagem):** esta parte da figura destaca o fantoma de qualidade da imagem, posicionado centralmente no tomógrafo. Essa configuração é essencial para garantir medições precisas em condições ideais.
- **Figura à direita (imagem resultante):** nesta parte, a figura apresenta a imagem resultante, destacando visualmente os materiais atenuadores do fantoma. Essa ênfase oferece uma visão clara do desempenho do tomógrafo em relação aos diferentes materiais simulados.

Tabela 3.2: Números de TC dos componentes do fantoma de qualidade da imagem Fonte: (Philips, 2021).

Materiais	Número de TC correspondentes (HU)
Água	0 ± 4
Nylon	100 ± 15
Polietileno	-75 ± 15
Teflon	1000 ± 100
Acrílico	140 ± 15
Lexan	116 ± 15

A Tabela 3.2 apresenta os valores de Tomografia Computorizada (TC) dos componentes essenciais do fantoma de qualidade da imagem. Esta tabela destaca as características radiológicas dos materiais utilizados, com foco nos seus coeficientes de atenuação linear em relação à TC.

3.2. Métodos

Os métodos escolhidos para avaliação da dose e qualidade da imagem em TC foram fundamentados em recomendações internacionais, notadamente nas Séries de saúde humana da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) números 19 e 47, além da série de relatórios técnicos nº 457. Essas séries estabelecem os aspectos práticos para o controlo de qualidade em tomografia computadorizada.

3.2.1. Avaliação dos Parâmetros de Dosimetria em TC

Utilizando o protocolo de crânio em adultos, foram realizadas medições de dose no centro e na periferia do fantoma nos pontos correspondentes a 12, 3, 6 e 9 horas, conforme demonstrado na Figura 3.8. Durante a medição da dose, os orifícios não ocupados pela câmara de ionização foram preenchidos com barras cilíndricas de *Perspex*. A dose foi avaliada variando a carga para 250, 300 e 400 mAs, sendo esta última a carga mais comumente utilizada pela instituição, com uma tensão eléctrica de 120 kV_p. Para cada carga, foram realizadas, no total, cinco exposições axiais no fantoma. Além disso, a temperatura da sala e a pressão foram medidas para a correcção posterior dos dados das leituras da câmara de ionização, utilizando um termómetro de mercúrio e um barómetro instalado no dispositivo móvel.

A partir do valor médio de dose, $D(z)$, obtido com a câmara de ionização no centro e nas periferias do fantoma, foi calculado o $CTDI_w$ usando a Equação (2.15). Calculou-se também o $CTDI_{vol}$, DLP e dose efectiva (E) através das Equações (2.16), (2.17) e (2.18), respectivamente.

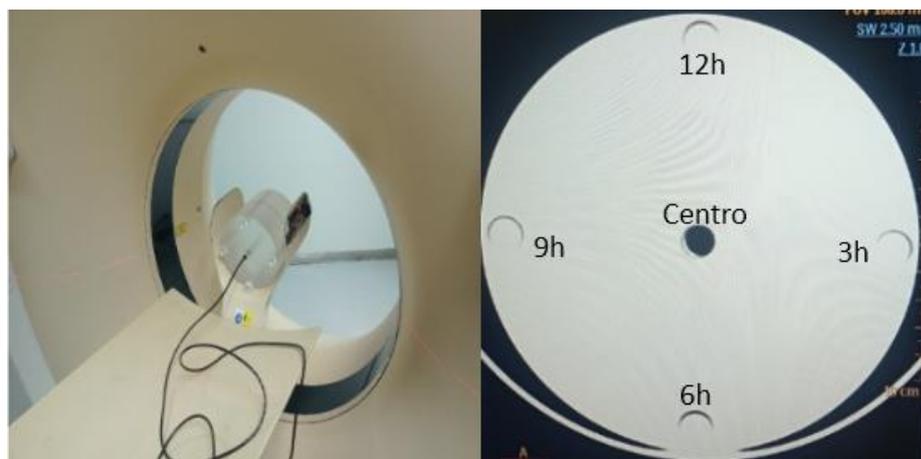


Figura 3.8: Posicionamento do fantoma de medição da dose no centro do tomógrafo com câmara de ionização tipo lápis inserida (figura à esquerda) e imagem tomográfica correspondente (figura à direita). Fonte: Autor.

A Figura 3.8 fornece uma representação visual essencial do procedimento de medição da dose, destacando o posicionamento estratégico do fantoma no centro do tomógrafo. Detalhes relevantes incluem:

- **Figura à esquerda (posicionamento do fantoma):** esta parte da figura mostra o fantoma de medição da dose estrategicamente posicionado no centro do tomógrafo. A câmara de ionização tipo lápis está inserida no centro do fantoma, garantindo uma localização precisa para a medição da dose.
- **Figura à direita (imagem tomográfica correspondente):** a imagem tomográfica resultante da aquisição com o fantoma posicionado no centro é apresentada nesta parte da figura. Isso permite visualizar como a câmara de ionização afecta a distribuição da dose na imagem tomográfica.

Essa figura é fundamental para validar e contextualizar as medições de dose, fornecendo uma compreensão visual do arranjo experimental. A inserção da câmara de ionização tipo lápis no centro do fantoma demonstra a precisão e a localização específica da medição de dose no contexto do tomógrafo.

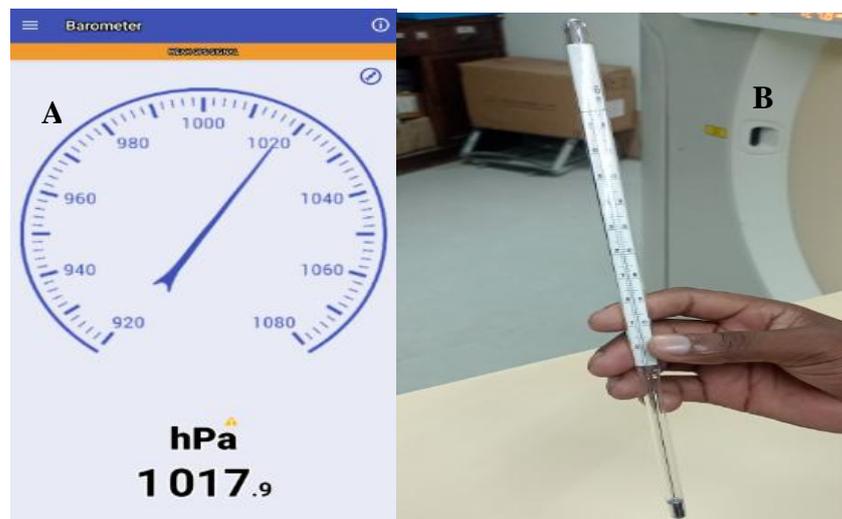


Figura 3.9: Medição da Pressão (A) e da Temperatura da Sala (B). Fonte: Autor.

A Figura 3.9 fornece uma representação visual das condições ambientais e também destaca a importância da medição da pressão e temperatura ao realizar medições de doses de radiação com uma câmara de ionização. Essas medidas contribuem para a validade, precisão e conformidade das medições realizadas no estudo.

3.2.2. Avaliação dos Parâmetros de Qualidade da Imagem

A qualidade da imagem foi avaliada de maneira quantitativa e qualitativa. A avaliação quantitativa incluiu a medição de testes físicos, tais como ruído, uniformidade de números de TC, exactidão e linearidade de números de TC. A avaliação qualitativa consistiu em uma análise subjectiva da imagem adquirida no fantoma, realizada pela observação de 7 furos de resolução de diferentes tamanhos.

Esses testes foram avaliados utilizando o mesmo protocolo e parâmetros técnicos empregados na avaliação da dose de radiação.

Ruído

A avaliação do ruído da imagem foi realizada desenhando uma Região de Interesse (ROI) circular no centro da imagem adquirida no fantoma de calibração. Essa ROI foi posicionada em uma região homogênea com densidade equivalente à da água, conforme ilustrado na Figura 3.10. O ruído foi quantificado por meio do desvio padrão dos valores de TC, utilizando a Equação (2.10).

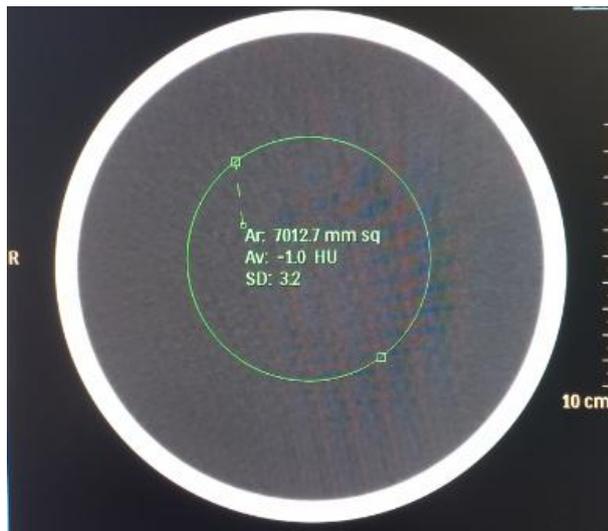


Figura 3.10: Imagem de Teste de Ruído. Fonte: Autor.

Esta figura proporciona uma visualização do posicionamento da ROI e do contexto no qual a avaliação do ruído foi conduzida, destacando elementos essenciais para a análise e fornecendo detalhes específicos, tais como:

- **Área de região de interesse (Ar):** uma ROI foi criteriosamente seleccionada para abranger uma área circular de interesse, com aproximadamente 7000 mm^2 .
- **Média dos valores de números de TC (Av):** a média dos valores de números de TC dentro da ROI é representada, fornecendo uma medida central que reflecte a intensidade média dos *pixels* na área escolhida.
- **Desvio padrão dos números de TC (SD):** O desvio padrão dos números de TC dentro da ROI é apresentado. Essa medida quantifica a dispersão ou variação dos valores de TC na região seleccionada, proporcionando uma indicação do ruído presente na imagem.

Exactidão e Uniformidade de Números de TC

A exactidão e a uniformidade do número de TC foram avaliadas por meio da definição de cinco regiões de interesse (ROIs) circulares, cada uma com aproximadamente 400 mm². Quatro dessas ROIs foram posicionadas próximas ao perímetro do objecto (aproximadamente 1 cm do perímetro), enquanto uma foi colocada no centro. Os resultados dessas medições foram derivados utilizando as Equações (2.11) para a exactidão e (2.12) para a uniformidade, respectivamente, e estão resumidos na Tabela 4.1.

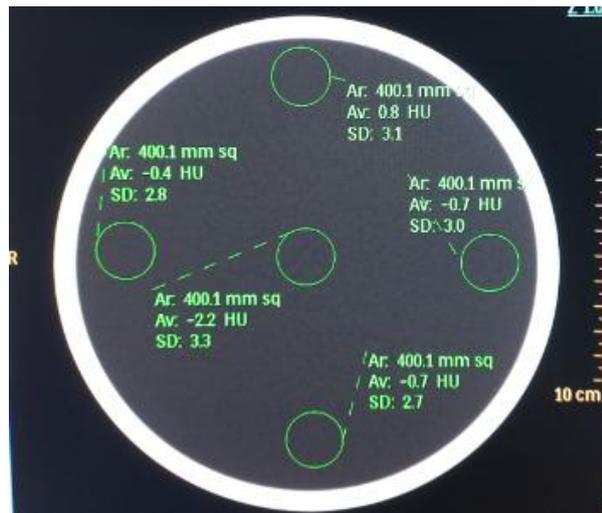


Figura 3.11: Imagem de teste da exactidão e uniformidade de número de TC. Fonte: Autor.

Esta figura exhibe uma imagem de teste projectada para analisar a exactidão e uniformidade dos números de TC. Essa imagem foi cuidadosamente criada para identificar variações nos números de TC em diferentes áreas do objecto de teste, proporcionando uma avaliação completa da exactidão e uniformidade.

Exactidão, Linearidade de Números de TC e Resolução de Contraste

A avaliação da exactidão e da linearidade dos números de TC foi conduzida por meio de medições do número médio de TC, utilizando regiões de interesse (ROIs) com aproximadamente 100 mm². Essas ROIs foram cuidadosamente posicionadas nos diferentes materiais atenuadores presentes no fantoma.

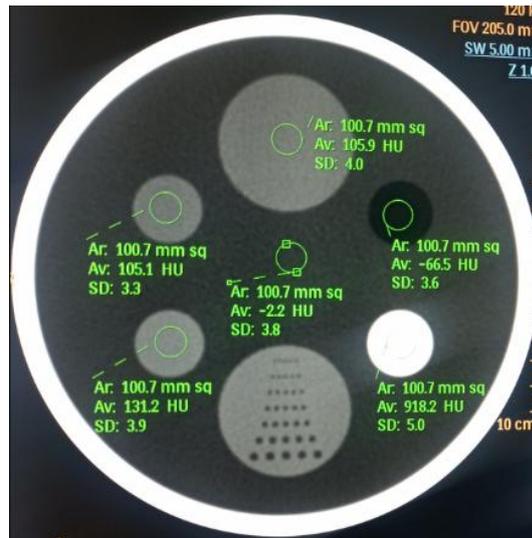


Figura 3.12: Imagem de teste de exactidão de números de TC e resolução de contraste. Fonte: Autor.

A Figura 3.12 apresenta resultados de testes essenciais relacionados à qualidade da imagem. Detalhes específicos incluem:

- **Teste de exactidão nos diferentes materiais:** A imagem destaca a capacidade do sistema em fornecer leituras precisas nos diferentes materiais atenuadores do fantoma. Cada material é representado, permitindo avaliações comparativas da exactidão das leituras de TC.
- **Resolução de contraste com identificação de 7 furos:** A figura destaca especificamente a resolução de contraste, demonstrando a capacidade do sistema em identificar claramente os 7 furos no teste. Esses furos são elementos cruciais para avaliar a capacidade do sistema em distinguir detalhes finos e áreas de alta e baixa atenuação.

Além disso, um gráfico foi gerado para verificar a linearidade dos números de TC medidos em relação aos teóricos, utilizando a inclinação da recta como indicador desse comportamento linear.

Capítulo 4 : Resultados e Análise

Este capítulo constitui a essência da pesquisa, pois concentra-se na apresentação e análise dos principais resultados obtidos no âmbito da avaliação da dose e da qualidade da imagem em tomografia computadorizada (TC) no Hospital Central de Maputo (HCM). Ao longo deste capítulo, são detalhados os dados fundamentais que emergiram durante o estudo, oferecendo uma visão abrangente do desempenho do sistema de TC.

4.1. Resultados

A fim de tornar os resultados desta pesquisa mais acessíveis, são apresentadas tabelas e gráficos que correlacionam os parâmetros de dose e qualidade da imagem. Os cálculos foram realizados no Microsoft Excel, enquanto os gráficos foram gerados no *Python*, utilizando métodos estatísticos de regressão linear e polinomial.

4.1.1. Qualidade da Imagem

Nesta secção, são explorados os resultados relativos à qualidade da imagem, concentrando-se nos parâmetros de exactidão, uniformidade de números de TC, linearidade e ruído. Os dados apresentados nas Tabelas 4.1,4.2 e 4.3 proporcionam uma visão abrangente do desempenho do tomógrafo do Serviço de Radiologia do HCM.

Tabela 4.1: Dados semanais de números de TC, resultados das uniformidades e exactidão de número de TC.

Parâmetros de aquisição de dados		Posição <i>ROI = 400mm²</i>	Nº de TC (HU)					Resultados	
kV _p	mAs		S ₁	S ₂	S ₃	S ₄	Média	Uniformidade(HU)	Exactidão
120	250	C	-1,2	-2,8	-1,9	0,3	-1,4		
		3h	-1	-0,4	-0,4	-0,9	-0,7	0,7 ± 1,57	
		6h	-0,9	-0,8	-0,2	-0,4	-0,6	0,8 ± 1,26	-1,4
		9h	-1,2	-0,1	-0,4	-1	-0,7	0,7 ± 1,74	
		12h	-0,7	0,6	-0,6	-0,7	-0,1	0,7 ± 1,98	
120	300	C	-2,7	-0,9	-1,6	-1,8	-1,8		
		3h	-0,8	-0,5	-0,3	-1,1	-0,7	1,1 ± 0,67	
		6h	-0,8	-0,4	-0,3	-0,9	-1	1,2 ± 0,60	-1,8
		9h	-0,4	-0,2	0,5	-0,3	-0,1	1,7 ± 0,72	
		12h	0,5	-0,9	0,7	-0,2	0,03	1,8 ± 1,35	
120	400	C	-1,2	-2,8	-1,9	0,3	-1,9		
		3h	-1	-0,4	-0,4	-0,9	-0,4	1,5 ± 0,25	
		6h	-0,9	-0,8	-0,2	-0,4	-0,2	1,7 ± 0,62	-1,9
		9h	-1,2	-0,1	-0,4	-1	0,3	2,2 ± 0,72	
		12h	-0,7	0,6	0,6	-0,7	0,4	2,3 ± 0,95	

A Tabela 4.1 apresenta os dados semanais dos números de TC medidos tanto no centro quanto na periferia das imagens adquiridas no fantoma de qualidade da imagem. Os resultados de exactidão e uniformidade correspondentes são meticulosamente registados para proporcionar uma análise abrangente do desempenho do sistema.

Tabela 4.2: Dados semanais de desvio padrão dos números de TC na região de interesse (ROI), resultados de ruído da imagem e média de ruído ao longo de quatro semanas.

Parâmetros de aquisição de dados		Posição	S ₁		S ₂		S ₃		S ₄		Média(%)
kV _p	mAs		σ_{ROI}	N%	σ_{ROI}	N%	σ_{ROI}	N%	σ_{ROI}	N%	
120	250	C	4,2	0,42	4,1	0,41	4,1	0,41	4,2	0,42	0,42±0,006
120	300	C	3,8	0,38	3,7	0,37	3,8	0,38	3,5	0,35	0,37±0,001
120	400	C	3,2	0,32	3,2	0,32	3,2	0,32	3,4	0,34	0,33±0,001

A Tabela 4.2 compila os dados semanais referentes ao desvio padrão na região de interesse (ROI). Os resultados apresentados incluem as medições correspondentes do ruído da imagem e a média do ruído ao longo de um período de quatro semanas. Esses parâmetros são essenciais para avaliar a consistência e estabilidade do ruído nas imagens, contribuindo para uma compreensão aprofundada da qualidade da imagem produzida pelo tomógrafo do Serviço de Radiologia do HCM.

Tabela 4.3: Resultados de exactidão dos números de TC de diferentes materiais atenuadores no fantoma de qualidade da imagem ao longo de quatro semanas.

kV _p	Material	N ^{os} de TC (HU)		N ^{os} de TC (HU) medidos		
		Esperados	mAs			
			250	300	400	
	Água	0	-1,0±1	-1,0±1	0,03±0,03	
	Nylon	100	106,6±6,6	106,6±6,6	106,0±6,0	
120	Polietileno	-75	-66,4±8,6	-66,7±8,3	-66,9±8,1	
	Teflon	1000	912,6±87,4	915,6±84,4	914,1±85,9	
	Acrílico	140	130,6±9,4	131,2±8,8	128,4±11,6	
	Lexan	116	104,4±11,6	105,2±10,8	105,5±10,5	

A Tabela 4.3 apresenta os resultados detalhados da exactidão dos números de TC, considerando diferentes materiais atenuadores no fantoma de qualidade da imagem. Esses dados são compilados

ao longo de quatro semanas, proporcionando uma análise abrangente e consistente da performance do tomógrafo em relação à reprodução fiel dos números de TC em diversos materiais. Essa avaliação é crucial para assegurar a precisão diagnóstica das imagens produzidas pelo Serviço de Radiologia do HCM.

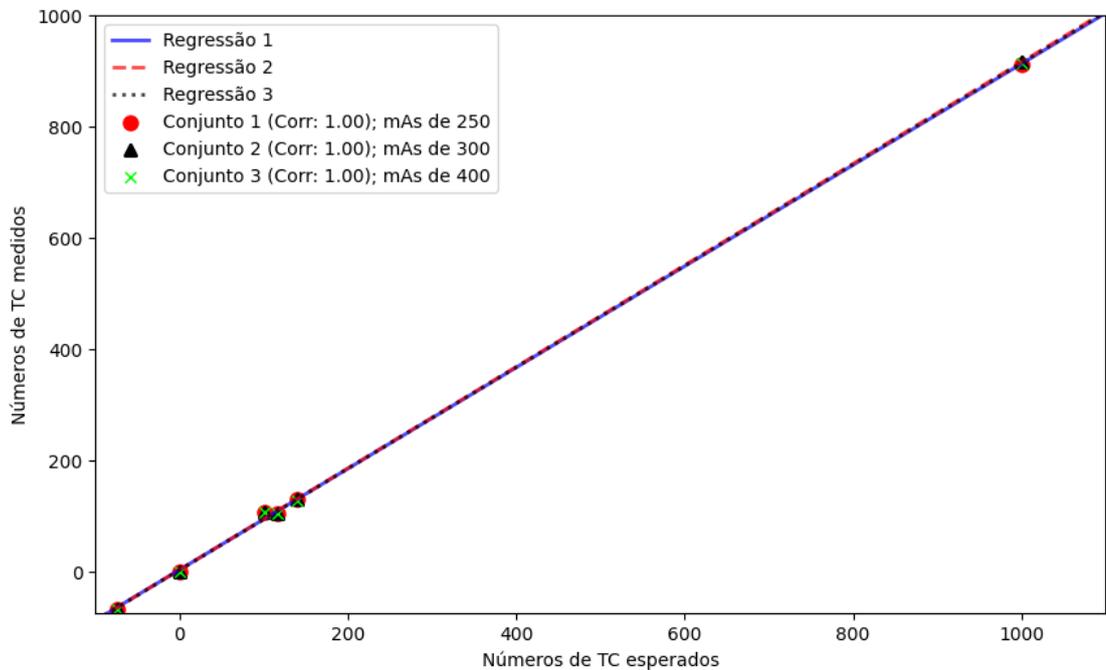


Figura 4.1: Gráficos de linearidade de números de TC.

Nesta figura, são apresentados três gráficos sobrepostos que ilustram a relação linear dos números de TC medidos em comparação aos valores de TC esperados. Cada série de ajuste linear é distintamente representada.

1. A linha azul e os pontos de dispersão vermelhos representam a série de ajuste linear 1, relacionada aos dados para mAs de 250, evidenciando um coeficiente de correlação de 1,00.
2. A linha vermelha e os triângulos de dispersão pretos representam a série de ajuste linear 2, relacionada aos dados para mAs de 300, evidenciando um coeficiente de correlação de 1,00.
3. A linha preta e os cruzeiros de cor de limão representam a série de ajuste linear 3, correspondendo aos dados para mAs de 400, apresentando um coeficiente de correlação de 1,00.

Esses gráficos oferecem uma representação visual clara da consistência e linearidade nas relações dos números de TC medidos em relação aos valores esperados.

4.1.2. Dosimetria

As Tabelas 4.4, 4.5, 4.6 e 4.7 apresentam os resultados da dosimetria, incluindo o índice de dose ponderado ($CTDI_w$), índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$), produto dose-comprimento (DLP) e dose efectiva. A Figura 4.2 complementa essas tabelas, exibindo graficamente a variação do $CTDI_w$ em relação a mAs (gráfico A) e variação do ruído em função da dose (gráfico B).

Tabela 4.4: Resultados do índice de dose ponderado ($CTDI_w$) comparados com a dose de referência europeia.

Parâmetros de aquisição de dados					Leituras do detector (mGy)	Média \bar{M}_c ou \bar{M}_p	$CTDI_{100,c}$ (mGy)	$CTDI_{100,p}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
kV_p	mAs	Espessura de corte (mm)	Nº de cortes	Posição					
120	250	1,5	16	c	7,81±0,09	7,81±0,09	32,42	36,07	35±0,42
				3h	8,58±0,05	8,69±0,20			
				6h	8,87±0,12				
				9h	8,47±0,12				
				12h	8,83±0,18				
120	300	1,5	16	c	9,38±0,01	9,38±0,01	38,94	43,10	42±0,30
				3h	10,56±0,26	10,38±0,19			
				6h	10,33±0,12				
				9h	10,14±0,23				
				12h	10,49±0,20				
120	400	1,5	16	c	12,51±0,02	12,51±0,02	51,91	57,82	56±0,07
				3h	13,86±0,19	13,93±0,06			
				6h	13,93±0,29				
				9h	13,91±0,20				
				12h	14,01±0,24				

Esta tabela compara os resultados do índice de dose ponderado ($CTDI_w$) obtidos no estudo com os valores de referência europeus. O $CTDI_w$ é uma medida essencial que avalia a dose média ponderada ao longo do volume de exposição. A comparação com os padrões europeus fornece uma base crítica para avaliar a conformidade e a segurança dos procedimentos de tomografia computadorizada em relação às directrizes regulatórias.

Os resultados apresentados permitirão uma análise detalhada da conformidade da dose ponderada em relação aos padrões estabelecidos, contribuindo para uma avaliação abrangente da prática de radiologia no Serviço de Radiologia do HCM.

Tabela 4.5: Resultados do índice de dose volumétrico calculado ($CTDI_{vol}$) comparado com o $CTDI_{vol}$ apresentado na tela da consola.

Parâmetros de aquisição de dados						$CTDI_{vol}$	$CTDI_{vol}$
kV_p	mAs	Espessura de corte (mm)	Nº de corte	d(mm)	Pitch	mostrado na tela (mGy)	calculado (mGy)
120	250	1,5	16	25	1,04	33,6	33,5 ± 0,003
120	300	1,5	16	25	1,04	40,4	40,1 ± 0,001
120	400	1,5	16	25	1,04	53,8	53,6 ± 0,004

Nesta tabela, são apresentados os resultados do Índice de Dose Volumétrico Calculado ($CTDI_{vol}$), comparados com os valores de $CTDI_{vol}$ exibidos na tela da consola. Essa comparação é crucial para avaliar a precisão do cálculo do $CTDI_{vol}$ realizado no estudo em relação aos valores operacionais apresentados na prática clínica. Essa análise contribui significativamente para garantir a consistência e confiabilidade dos dados de dose volumétrica utilizados na tomografia computadorizada do Serviço de Radiologia do HCM.

Tabela 4.6: Resultados de produto dose-comprimento (DLP) calculado comparados com o DLP apresentado na tela da consola.

Parâmetros de aquisição de dados			$CTDI_{vol}$	DLP mostrado na	DLP medido
kV_p	mAs	L(cm)	(mGy)	tela (mGy · cm)	(mGy · cm)
120	250	2,5	33,5	84,6	83,6±0,01
120	300	2,5	40,1	100,9	100,1±0,01
120	400	2,5	53,6	134,5	134,9±0,003

Nesta tabela, são apresentados os resultados do produto dose-comprimento (DLP) calculado, comparados com os valores de DLP exibidos na tela da consola. Essa comparação é essencial para avaliar a concordância entre os cálculos de DLP realizados no estudo e os valores operacionais apresentados na prática clínica. A consistência nesses resultados é fundamental para assegurar uma estimativa precisa da dose total acumulada ao longo do comprimento do volume de exposição durante os exames de tomografia computadorizada no Serviço de Radiologia do HCM.

Tabela 4.7: Resultados da dose efectiva (E).

Parâmetros de aquisição de dados		k	DLP medido ($mGy \cdot cm$)	E (mSv)
kV_p	mAs			
120	250	0,0023	83,6	0,2
120	300	0,0023	100,1	0,2
120	400	0,0023	134,0	0,3

Nesta tabela, são apresentados os resultados da dose efectiva (E). A dose efectiva é uma medida crucial que estima a dose absorvida pelos tecidos, levando em consideração a sensibilidade relativa desses tecidos à radiação ionizante. Os resultados fornecidos nesta tabela são essenciais para avaliar o impacto potencial da exposição à radiação nos pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada no Serviço de Radiologia do HCM.

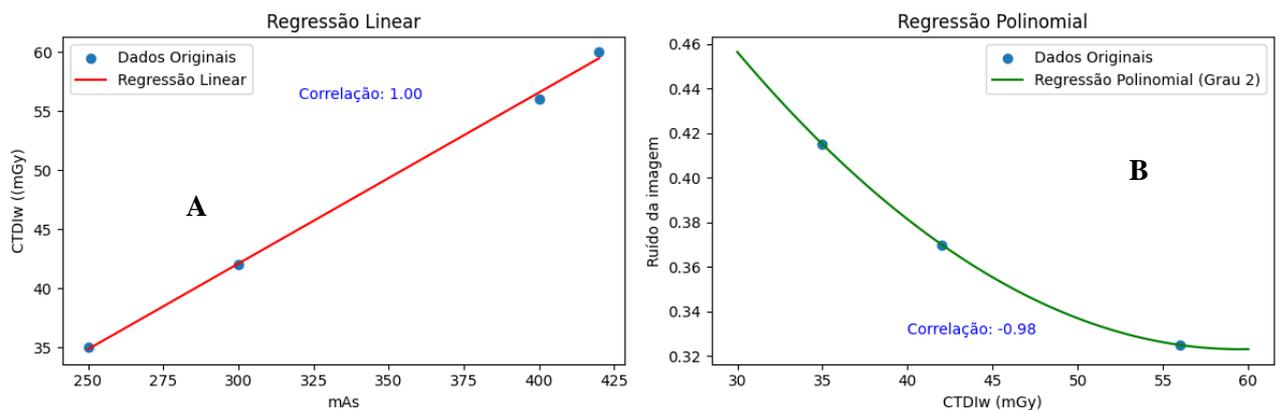


Figura 4.2: Variação linear do $CTDI_w$ em função de mAs (Gráfico A), variação do ruído da imagem em função da dose (Gráfico B).

A figura 4.2 exhibe dois gráficos que destacam a variação de parâmetros cruciais em procedimentos de tomografia computadorizada:

Gráfico A: Variação Linear do $CTDI_w$ em Função de mAs

Este gráfico ilustra a relação linear entre o índice de dose ponderado $CTDI_w$ e os valores de mAs. A representação visual evidencia como alterações nos valores de mAs influenciam directamente o $CTDI_w$, fornecendo informações valiosas sobre a dosagem ponderada ao longo do volume de exposição.

Gráfico B: Variação do Ruído em Função da Dose

Neste gráfico, é apresentada a variação do ruído da imagem em relação à dose. A visualização permite compreender como diferentes níveis de exposição impactam o nível de ruído nas imagens, essencial para garantir a qualidade diagnóstica das mesmas.

Esses gráficos oferecem uma análise dinâmica e compreensível da interdependência entre os parâmetros-chave, contribuindo para a otimização e aprimoramento contínuo dos procedimentos de tomografia computadorizada no Serviço de Radiologia do HCM.

4.2. Análise dos Resultados

Ao adentrarmos na análise dos resultados, é crucial contextualizar os dados obtidos em relação aos objectivos estabelecidos na introdução. Como mencionado anteriormente, o foco desta pesquisa reside na avaliação da dose e qualidade da imagem em tomografia computadorizada (TC) no Hospital Central de Maputo (HCM). Agora, examina-se de perto os resultados obtidos para cada aspecto avaliado.

Exactidão e Uniformidade de números de TC

Na Tabela 4.1, observa-se que a exactidão e os desvios das uniformidades em relação à média estão dentro dos limites internacionalmente estabelecidos. Esses resultados indicam que o equipamento de TC no Hospital Central de Maputo produz imagens de maneira consistente e precisa.

Ruído da Imagem

Para o ruído da imagem (Tabela 4.2), os desvios em relação à média estão dentro da tolerância, sugerindo uma consistência adequada.

Exactidão e Linearidade de números de TC

Na Tabela 4.3, os desvios em relação aos valores teóricos dos diferentes materiais atenuadores estão dentro dos padrões estabelecidos na Tabela 3.2. Os gráficos de linearidade de números de TC gerados para cargas eléctricas de 250, 300 e 400 mAs (Figura 4.1) demonstram uma correlação positiva igual a 1 entre os valores teóricos e medidos.

Resolução de Contraste:

Quanto à resolução de contraste, todas as imagens adquiridas no fantoma identificaram os 7 furos de resolução, indicando uma boa resolução.

Índice de Dose Ponderado ($CTDI_w$)

Os valores de $CTDI_w$ (Tabela 4.4) estão dentro da tolerância em comparação com a dose de referência europeia para exame de crânio (Tabela 2.3).

Índice de Dose Volumétrico ($CTDI_{vol}$)

A comparação dos valores de $CTDI_{vol}$ medidos com os mostrados na tela da consola do operador (Tabela 4.5) revela uma boa aproximação.

Produto Dose-Comprimento

Ao comparar os valores do produto dose-comprimento (DLP) medidos com os mostrados na tela da consola (Tabela 4.6), verifica-se que os resultados estão bem próximos.

Dose Efectiva

A comparação dos valores típicos de dose efectiva para exame de crânio com os valores apresentados (Tabela 4.7) indica que estão abaixo do limite estabelecido, alinhando-se com o Regulamento de Protecção Radiológica (Decreto n° 49/2018 de 21 de Agosto).

Comportamento da Dose de Radiação

Os gráficos na Figura 4.2 destacam que a dose de radiação em TC aumenta linearmente com a carga eléctrica (Gráfico A), enquanto o ruído da imagem diminui inversamente com o aumento da dose de radiação (Gráfico B), confirmando a teoria apresentada no resumo teórico sobre a relação entre a dose de radiação e o ruído da imagem.

Capítulo 5 : Conclusões e Recomendações

5.1. Conclusões

Os resultados obtidos e apresentados no Capítulo 4, proporcionam uma visão abrangente do funcionamento da tomografia computadorizada (TC) no Hospital Central de Maputo (HCM). Os diversos parâmetros avaliados, incluindo a exatidão e uniformidade dos números de TC, o ruído da imagem, a linearidade dos números de TC, a resolução de contraste, os índices de dose ponderado ($CTDI_w$) e volumétrico ($CTDI_{vol}$), o Produto-Dose-Comprimento (DLP) e a dose efetiva, indicam um desempenho consistente e alinhado com os padrões internacionais aceitáveis.

Estes resultados destacam que o equipamento de TC no HCM está em conformidade com os requisitos de qualidade e segurança estabelecidos, garantindo uma base sólida para diagnósticos precisos e eficazes. Tal desempenho demonstra um compromisso com a excelência na prestação de cuidados de saúde e no atendimento aos pacientes.

5.2. Recomendações

A partir dos achados, algumas sugestões podem ser consideradas para aprimorar ainda mais o desempenho e a eficiência do sistema de TC:

- Implementar um sistema de monitoração regular para avaliação da qualidade da imagem e doses de radiação, assegurando que qualquer desvio dos padrões seja prontamente identificado e corrigido.
- Implementar programas de manutenção preventiva para garantir o funcionamento contínuo e eficiente do equipamento, minimizando possíveis falhas técnicas.

A Secção de Física Médica do Departamento de Física da UEM

Desenvolver mais programas de estágio que permitam aos estudantes ganhar experiência prática no HCM. Isso proporcionará uma compreensão mais profunda das operações clínicas e desafios enfrentados no ambiente hospitalar.

Referências Bibliográficas

- Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). (2005). *Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança*. Ministério da Saúde, Brasília, Brasil. Obtido de https://www.saude.go.gov.br/images/imagens_migradas/upload/arquivos/2013-08/manual_radiodiagnostico.pdf
- Alonso, T. C. (11 de Novembro de 2016). Dosimetria em tomografia computadorizada e avaliação das doses nos órgãos em varreduras de tronco. (U. F. Gerais, Ed.) *Repositorio institucional da UFMG*, 140. Obtido em Julho de 2022, de <http://hdl.handle.net/1843/BUBD-AHNMEW>
- Andisco, D., Blanco, S., & Buzi, A. E. (2014). Dosimetria en tomografía computada. *Revista argentina de Radiología*, 78, 154-160. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.rard.2014.07.004>
- Asl, M. N., & Sadremomtaz, A. (2013). Analytical image reconstruction methods in emission. *Journal Biomedical Science and Engineering*, 6, 8. doi:<http://dx.doi.org/10.4236/jbise.2013.61013>
- Barcelos, G. R., Gontijo, R. M., & Alonso, T. C. (2018). Avaliação da Qualidade da Imagem em Tomografia Computadorizada Utilizando o Simulador Catphan. Obtido de https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/50/061/50061031.pdf
- Biasoli, A. (2016). *Técnicas Radiográficas: princípios físicos, anatomia básica, posicionamento, radiologia digital, tomografia computadorizada* (2 ed.). Rio de Janeiro, Brasil: Rubio.
- Bongartz, G., Golding, S. J., Jurik, A. G., Leonardi, M., Meerten, E., Geleijns, J., . . . Tosi, G. (2000). *European guidelines on quality criteria for computed tomography*. European Commission. Obtido em Março de 2022, de <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/d229c9e1-a967-49de-b169-59ee68605f1a>
- Boone, J. M., & Seibert, J. A. (2005). X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-Ray Interactions and Image Formation. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 33(1), 3-18. Obtido de <https://tech.snmjournals.org/content/33/1/3.short>
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2002). *The essential Physics of Medical Imaging* .
- Calzado, A., & Geleijns, J. (Dezembro de 2010). Tomografia computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista de Física Médica*, 11(3), 163-180. Obtido em 23 de Julho de 2022, de <https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/115>
- Cária, J. D. (2010). Projecto e construção de câmaras de ionização tipo lápis para dosimetria em Tomografia Tomputadorizada. *Tese de Mestrado em Ciências das Radiações*, 65. Obtido em Setembro de 2023, de <http://livros01.livrosgratis.com.br/cp147470.pdf>
- Chillarón, M., Quintana-Ortí, G., Vidal, V., & Verdú, C. (2020). Computed tomography medical image reconstruction on affordable equipment by using Out-Of-Core techniques. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 193, 11. doi:<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105488>.

- Coutinho, A. M. (2018). Dose e qualidade da imagem em tomografia computadorizada. *Doctoral dissertation, Instituto Politécnico de Lisboa, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa*, 147. Obtido de <http://hdl.handle.net/10400.21/11458>
- Dance, D., Christofides, S., Maidment, A., McLean, I., & Ng, K. (2014). *Diagnostic Radiology Physics*. International Atomic Energy Agency, Viena. Obtido em 14 de Dezembro de 2022, de <https://www.iaea.org/publications/8841/diagnostic-radiology-physics>
- Deming, W. E. (1989). *Calidad, Productividad y Competitividad: La Salida de la Crisis*. (J. Nicolau, Trad.) Madrid, MA, Estados Unidos da América: Ediciones Díaz de Santos, S. A. Obtido de https://www.academia.edu/37495998/Fuera_de_crisis_deming
- dos Santos Junior, J. A., JansonNey, M. S., & de Souza Fonseca, G. V. (2020). Dose efetiva de radiação nos exames de tomografia computadorizada: um estudo retrospectivo e descritivo. *Diagnóstico e Tratamento*, 25(2), 46-51. Obtido de <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/biblio-1115997>
- Ferreira, A. F. (2009). Protecção radiológica do serviço de radiologia do Hospital de Faro EPE. *Doctoral dissertation*, 149. Obtido de https://sapientia.ualg.pt/bitstream/10400.1/593/1/Tese_Mestrado%20Imagiologia%20Medic_a_II.pdf
- Hart, D., & Wall, B. F. (2004). UK population dose from medical X-ray examinations. *Journal of Radiology*, 50(3), 285-291. doi:[https://doi.org/10.1016/S0720-048X\(03\)00178-5](https://doi.org/10.1016/S0720-048X(03)00178-5)
- IBA. (2013). *MagicMaX Universal SW Version 2.0: User's Guide*.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2007). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. 359. Obtido em Outubro de 2022, de <https://www.iaea.org/publications/7638/dosimetry-in-diagnostic-radiology-an-international-code-of-practice>
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2011). *Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners*. Viena: IAEA Human Health Reports No.5. Obtido em 1 de Abril de 2023, de <https://www.iaea.org/publications/8758/status-of-computed-tomography-dosimetry-for-wide-cone-beam-scanners>
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2012). *Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications*. Vienna: IAEA Human Health Series No. 19. Obtido em Março de 2022, de <https://www.iaea.org/publications/8751/quality-assurance-programme-for-computed-tomography-diagnostic-and-therapy-applications>
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2023). *Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology*. Vienna: IAEA Human Health Series No. 47. Obtido em Março de 2023, de <https://www.iaea.org/publications/14890/handbook-of-basic-quality-control-tests-for-diagnostic-radiology>
- International Commission on Radiological Protection (ICRP). (1996). *Radiological Protection and Safety in Medicine* (Vol. 26). Ann: International Commission on Radiological Protection.
- Marques, F. J. (2009). Controlo de qualidade em tomografia computadorizada: qualidade de imagem e dose no diagnóstico, verificação da possibilidade da utilização da TC Conebeam do

- acelerador linear Elekta (XVI) no cálculo da dose de terapia. *Tese de Doutorado*, 144. Obtido em 07 de Março de 2022, de <https://repositorio.ul.pt/handle/10451/3352>
- McCollough, C., Edyvean, S., Gould, B., Keat, N., Judy, P., Kalender, W., . . . Rothenberg, L. (Janeiro de 2008). The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. *AAPM Report*, 96. Obtido em 7 de Setembro de 22, de https://www.researchgate.net/publication/252235363_The_Measurement_Reporting_and_Management_of_Radiation_Dose_in_CT
- Medeiros, J. (2009). Qualidade de imagem versus dose em tomografia computadorizada: optimização dos protocolos de crânio. *Repositório científico da UC*. Obtido de <http://hdl.handle.net/10316/12125>
- Philips. (2021). *MX 16-slice User Guid*. Philips Healthcare. Obtido em Março de 2023, de https://www.documents.philips.com/assets/Instruction%20for%20Use/20220407/65fb77c4c765490c8163ae700074b0c1.pdf?feed=ifu_docs_feed
- Ramos, F. S., Vasconcelos, V. R., Gonçalves, M. S., & Oliveira, M. V. (2015). Análise comparativa dos testes de controle de qualidade em tomografia computadorizada de acordo com as legislações nacional e internacional. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, 1-22. Obtido de <http://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/viewFile/111/91>
- Rehani, M., Bongartz, G., & Kalender, W. (Janeiro de 2000). Managing patient dose in computed tomography. (J. Valentin, Ed.) *Ann ICRP*, 30, 7-45. Obtido em 7 de Setembro de 2022, de https://www.researchgate.net/publication/284259897_Managing_patient_dose_in_computed_tomography?enrichId
- República de Moçambique. (2018). Decreto nº 49/2018: Regulamento de Protecção Radiológica. *Boletim da República*, 32.
- Seibert, J. A. (2004). X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. Part 1: Basic principles of x-ray production. *Journal of nuclear medicine technology*, 32(3), 139-147. Obtido em 21 de Dezembro de 2022, de <https://tech.snmjournals.org/content/32/3/139.short>
- Sprawls, J. (s.d.). *Computed Tomography Image Quality*. Obtido em 9 de Novembro de 2023, de <http://www.sprawls.org/resources/CTIQ/module.htm>
- World Health Organization (WHO-OMS). (1982). Quality Assurance in Diagnostic Radiology, Macmillan. 1-62. Obtido de <http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/39095/1/9241541644.pdf>
- Zarb, F., Rainford, L., & McEntee, M. (Maio de 2010). Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography*, 16, 147-153. doi:10.1016/j.radi.2009.10.002

Anexos

Anexo I

Fórmulas utilizadas para correção de dados da leitura do detector:

$$CTDI_{W,100,c} = \frac{1}{NT} \bar{M}_c N_{pkk_0Q_0} k_Q k_{TP}$$

$$CTDI_{W,100,p} = \frac{1}{NT} \bar{M}_p N_{pkk_0Q_0} k_Q k_{TP}$$

Onde $N_{pkk_0Q_0} = 10$ mGy cm/leitura: é o coeficiente de calibração do detector (valor teórico).

$k_{TP} = 0,999112$: factor de correção da temperatura e pressão.

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

T: espessura de corte (mm)

N: Número de corte.

- Qualidade do feixe de detector: RQR9.

Ferramentas estatísticas

- **Média de dados experimentais** é a média aritmética calculada somando todos os valores dos dados experimentais dividindo pelo número de valores.

$$\bar{M} = \frac{M_1 + M_2 + M_3 + \dots + M_n}{n} = \frac{\sum_{i=1}^n M_i f_i}{n}$$

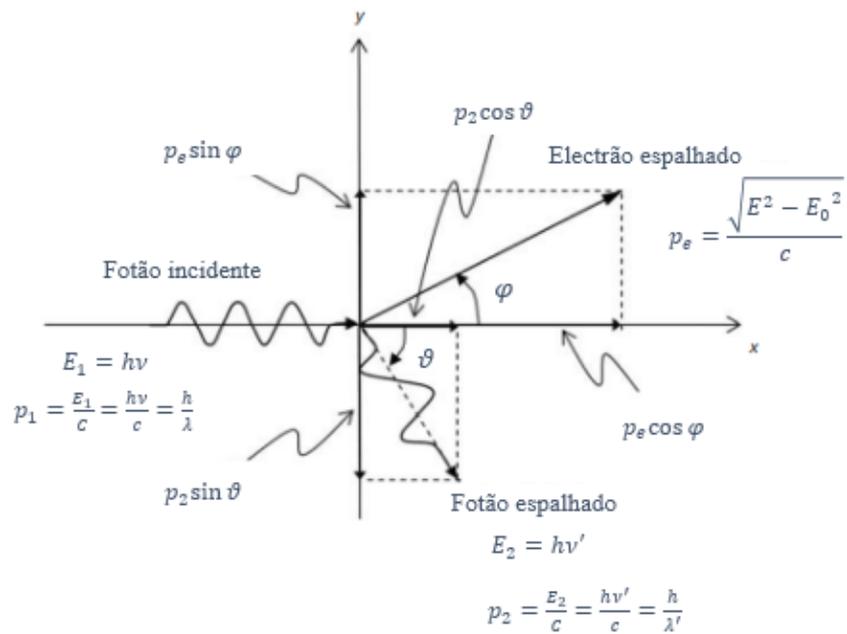
- **Variância** é a média aritmética dos quadrados dos desvios absolutos desses números em relação a sua média aritmética

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

- **Desvio padrão** é a raiz quadrada de desvios dos valores observados em relação a média. É expressa pela seguinte fórmula:

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

Demonstração das relações de Compton



Onde:

E_1 -energia do fóton incidente;

E_2 -energia do fóton espalhado;

p_1 -momento linear do fóton incidente;

E_0 -energia do electrão em repouso;

p_e -momento linear do electrão;

p_2 - momento linear do fóton espalhado;

ϑ -ângulo do fóton espalhado;

φ -ângulo do electrão espalhado;

λ -comprimento de onda do fóton incidente;

λ' -comprimento de onda do fóton espalhado;

ν -frequencia do fóton incidente;

ν' -frequência do fóton espalhado.

A energia do electrão após a colisão passa a ser $\sqrt{E_0^2 + p_e^2 c^2}$.

De acordo com a lei de conservação de momento linear, temos:

$$\vec{p}_1 = \vec{p}_2 + \vec{p}_e \text{ ou } \vec{p}_e^2 = \vec{p}_1^2 + \vec{p}_2^2 - 2\vec{p}_1 \cdot \vec{p}_2 = p_1^2 + p_2^2 - 2p_1 \cdot p_2 \cos \vartheta \quad (1)$$

De acordo com a lei de conservação da energia, temos:

$$E_1 + E_0 = E_2 + E_e$$

$$p_1 \cdot c + E_0 = p_2 \cdot c + \sqrt{E_0^2 + p_e^2 c^2}$$

Passando $p_2 \cdot c$ para o primeiro membro e elevando ambos os membros ao quadrado, temos:

$$E_0^2 + c^2(p_1 - p_2)^2 + 2cE_0(p_1 - p_2) = E_0^2 + p_e^2 c^2 \quad \text{ou}$$

$$p_e^2 = p_1^2 + p_2^2 - 2p_1 \cdot p_2 + \frac{2E_0(p_1 - p_2)}{c} \quad (2)$$

Eliminado o termo p_e^2 das equações (1) e (2), temos:

$$\frac{E_0(p_1 - p_2)}{c} = p_1 \cdot p_2(1 - \cos \vartheta)$$

Multiplicando ambos os membros por $\frac{hc}{p_1 p_2 E_0}$ e usando a relação $\lambda = \frac{h}{p}$, obtemos a equação de Compton:

$$\lambda' - \lambda = \frac{hc}{E_0}(1 - \cos \theta) = \frac{hc}{m_0 c^2}(1 - \cos \vartheta)$$

Ou

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c}(1 - \cos \vartheta) \quad (3)$$

- **Relação da energia do fóton espalhado com a energia do fóton incidente (Eq.2.2)**

$$\frac{E_2}{E_1} = \frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{\lambda}{\lambda'} \quad (4)$$

Passando λ na equação (3) para o segundo membro e substituindo na equação (4), temos:

$$\frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{\lambda}{\lambda + \frac{h}{m_0 c}(1 - \cos \vartheta)}$$

$$\frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{1}{1 + \frac{h}{m_0 c \lambda}(1 - \cos \vartheta)}$$

$$\frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{1}{1 + \frac{hc}{m_0 c^2 \lambda}(1 - \cos \vartheta)}$$

$$\frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{1}{1 + \frac{h\nu}{m_0 c^2}(1 - \cos \vartheta)}$$

Seja: $\alpha = \frac{h\nu}{m_0 c^2}$, então:

$$\frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \vartheta)} \quad (5)$$

Lembrando que $E_1 = hv = \frac{hc}{\lambda}$, temos $\lambda = \frac{hc}{E_1}$ que substituindo em (3) nos dará a equação da variação da energia entre o fóton incidente e o espalhado:

$$\frac{1}{E_2} - \frac{1}{E_1} = \frac{1}{m_0c^2} (1 - \cos \vartheta) \quad (6)$$

Energia do fóton espalhado em determinado ângulo:

$$E_2 = \frac{E_1 m_0 c^2}{m_0 c^2 + E_1 (1 - \cos \vartheta)} \quad (7)$$

$$E_2 = \frac{m_0 c^2}{\frac{m_0 c^2}{h\nu} + (1 - \cos \vartheta)}$$

$$E_2 = \frac{m_0 c^2}{\frac{1}{\alpha} + (1 - \cos \vartheta)} \quad (7.1)$$

- **Energia cinética do electrão espalhado (Eq.2.4)**

A energia cinética que o electrão adquire é: $E_{ce} = E_1 - E_2$, logo, da equação (7), temos:

$$E_{ce} = E_1 - \frac{E_1 m_0 c^2}{m_0 c^2 + E_1 (1 - \cos \vartheta)}$$

$$E_{ce} = \frac{E_1 m_0 c^2 + E_1^2 (1 - \cos \vartheta) - E_1 m_0 c^2}{m_0 c^2 + E_1 (1 - \cos \vartheta)}$$

$$E_{ce} = \frac{\frac{E_1^2}{m_0 c^2} (1 - \cos \vartheta)}{1 + \frac{E_1}{m_0 c^2} (1 - \cos \vartheta)}$$

$$E_{ce} = \frac{\alpha (1 - \cos \vartheta) h\nu}{1 + \alpha (1 - \cos \vartheta)} \quad (8)$$

A condição para que o momento seja conservado nos fornece duas equações: uma para o eixo x e outra para o eixo y.

$$\text{Eixo x: } \frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} \cos \vartheta + \frac{\sqrt{E^2 - E_0^2}}{c} \cos \varphi \quad (9)$$

$$\text{Eixo y: } \frac{h\nu'}{c} \sin \vartheta = \frac{\sqrt{E^2 - E_0^2}}{c} \sin \varphi \quad (10)$$

Pelas equações (7.1), (9) e (10) pode-se chegar a uma equação que relaciona o ângulo ϑ do fóton espalhado e o ângulo φ do electrão espalhado (vede em anexo V).

Anexo II

Dados de dosimetria (Data 26/04/2023)

mAs de 250, kVp 120

M centro 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:35:36	7.875 mGy			7.627 mGy/s	1.0325 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:35:53	7.842 mGy			7.595 mGy/s	1.0325 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:36:04	7.837 mGy			7.590 mGy/s	1.0326 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:36:16	7.824 mGy			7.573 mGy/s	1.0332 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:36:27	7.86 mGy			7.61 mGy/s	1.0321 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M este 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:39:08	8.591 mGy			8.346 mGy/s	1.0294 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:39:20	8.58 mGy			8.33 mGy/s	1.0294 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:39:35	8.528 mGy			8.319 mGy/s	1.0251 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:39:50	8.529 mGy			8.323 mGy/s	1.0248 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:40:02	8.657 mGy			8.396 mGy/s	1.0312 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M oeste 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:42:53	8.655 mGy			8.375 mGy/s	1.0334 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:43:12	8.40 mGy			8.16 mGy/s	1.0296 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:44:14	8.48 mGy			8.22 mGy/s	1.0317 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:44:26	8.46 mGy			8.20 mGy/s	1.0315 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:44:40	8.34 mGy			8.13 mGy/s	1.0252 s		21.00 °C	1017.9 hPa

Norte 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:37:26	8.578 mGy			8.351 mGy/s	1.0272 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:37:37	8.963 mGy			8.666 mGy/s	1.0342 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:37:48	9.011 mGy			8.714 mGy/s	1.0341 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:37:59	8.89 mGy			8.60 mGy/s	1.0337 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:38:10	8.728 mGy			8.458 mGy/s	1.0319 s		21.00 °C	1017.9 hPa

Sul 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:41:05	8.995 mGy			8.696 mGy/s	1.0344 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:41:18	9.003 mGy			8.702 mGy/s	1.0346 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:41:31	8.796 mGy			8.515 mGy/s	1.0330 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:41:44	8.801 mGy			8.516 mGy/s	1.0334 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:41:57	8.76 mGy			8.48 mGy/s	1.0332 s		21.00 °C	1017.9 hPa

mAs 300, kVp 120

centro 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:20:41	9.392 mGy			9.095 mGy/s	1.0327 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:20:54	9.384 mGy			9.085 mGy/s	1.0329 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:21:05	9.376 mGy			9.078 mGy/s	1.0328 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:21:17	9.371 mGy			9.074 mGy/s	1.0327 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:21:28	9.388 mGy			9.090 mGy/s	1.0328 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M Este 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:24:53	10.2 mGy			9.95 mGy/s	1.0266 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:25:06	10.74 mGy			10.38 mGy/s	1.0344 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:25:23	10.36 mGy			10.03 mGy/s	1.0325 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:25:36	10.78 mGy			10.42 mGy/s	1.0346 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:25:48	10.73 mGy			10.38 mGy/s	1.0344 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M Oeste 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:16:22	10.52 mGy			10.18 mGy/s	1.0343 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:17:23	10.0 mGy			9.7 mGy/s	1.0267 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:17:39	10.20 mGy			9.870 mGy/s	1.0330 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:17:56	9.988 mGy			9.732 mGy/s	1.0263 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:18:07	10.0 mGy			9.7 mGy/s	1.0271 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M norte 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:22:32	10.41 mGy			10.08 mGy/s	1.0322 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:22:44	10.80 mGy			10.44 mGy/s	1.0347 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:22:57	10.48 mGy			10.14 mGy/s	1.0333 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:23:10	10.26 mGy			9.989 mGy/s	1.0268 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:23:22	10.5 mGy			10.2 mGy/s	1.0337 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M sul 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:28:22	10.2 mGy			9.97 mGy/s	1.0262 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:28:54	10.52 mGy			10.18 mGy/s	1.0332 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:29:14	10.28 mGy			9.976 mGy/s	1.0304 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:29:27	10.36 mGy			10.04 mGy/s	1.0315 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:30:06	10.3 mGy			10.0 mGy/s	1.0315 s		21.00 °C	1017.9 hPa

mAs 400, kVp 120

M centro 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 5:58:08	12.54 mGy			12.15 mGy/s	1.0328 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 5:58:27	12.52 mGy			12.12 mGy/s	1.0329 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 5:58:37	12.48 mGy			12.08 mGy/s	1.0334 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 5:58:49	12.50 mGy			12.10 mGy/s	1.0333 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 5:59:03	12.51 mGy			12.10 mGy/s	1.0334 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M este 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:02:59	14 mGy			13 mGy/s	1.0282 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:03:15	13.94 mGy			13.48 mGy/s	1.0340 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:03:28	13.58 mGy			13.21 mGy/s	1.0281 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:03:41	13.77 mGy			13.33 mGy/s	1.0331 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:03:54	14.02 mGy			13.55 mGy/s	1.0348 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M oeste 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:08:45	14.07 mGy			13.59 mGy/s	1.0351 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:09:14	14.02 mGy			13.55 mGy/s	1.0347 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:09:48	14.08 mGy			13.60 mGy/s	1.0348 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:10:22	13.72 mGy			13.27 mGy/s	1.0340 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:11:02	13.67 mGy			13.22 mGy/s	1.0336 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M norte 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:00:49	14.14 mGy			13.67 mGy/s	1.0344 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:01:00	13.7 mGy			13.3 mGy/s	1.0312 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:01:30	13.86 mGy			13.42 mGy/s	1.0328 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:01:49	14.32 mGy			13.84 mGy/s	1.0349 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:02:07	14.01 mGy			13.55 mGy/s	1.0339 s		21.00 °C	1017.9 hPa

M sul 1 - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/26/2023 6:05:29	13.6 mGy			13.2 mGy/s	1.0299 s		21.00 °C	1017.9 hPa
2	4/26/2023 6:05:45	13.73 mGy			13.29 mGy/s	1.0325 s		21.00 °C	1017.9 hPa
3	4/26/2023 6:05:58	14.35 mGy			13.86 mGy/s	1.0356 s		21.00 °C	1017.9 hPa
4	4/26/2023 6:06:36	13.95 mGy			13.50 mGy/s	1.0335 s		21.00 °C	1017.9 hPa
5	4/26/2023 6:07:12	14 mGy			14 mGy/s	1.0348 s		21.00 °C	1017.9 hPa

Dados de dosimetria (Data 28/04/2023)

mAs 250, kVp 120

M CENTRO - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 4:21:58	7.835 mGy			7.593 mGy/s	1.0319 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 4:22:10	7.824 mGy			7.580 mGy/s	1.0321 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 4:22:22	7.8 mGy			7.6 mGy/s	1.0322 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 4:22:34	7.81 mGy			7.57 mGy/s	1.0321 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 4:32:11	7.839 mGy			7.591 mGy/s	1.0327 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M ESTE - MagicMaX

 Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 4:36:06	8.47 mGy			8.25 mGy/s	1.0259 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 4:36:18	8.69 mGy			8.41 mGy/s	1.0333 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 4:36:28	8.46 mGy			8.25 mGy/s	1.0250 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 4:36:39	8.948 mGy			8.647 mGy/s	1.0347 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 4:36:50	8.706 mGy			8.426 mGy/s	1.0332 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M NORTE - MagicMaX

 Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 4:34:11	8.901 mGy			8.615 mGy/s	1.0332 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 4:34:25	8.736 mGy			8.480 mGy/s	1.0303 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 4:34:37	9.051 mGy			8.755 mGy/s	1.0338 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 4:34:49	8.7 mGy			8.4 mGy/s	1.0251 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 4:34:59	8.931 mGy			8.641 mGy/s	1.0336 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M OESTE - MagicMaX

 Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 4:40:16	8.822 mGy			8.528 mGy/s	1.0344 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 4:40:29	8.413 mGy			8.183 mGy/s	1.0280 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 4:40:42	8.384 mGy			8.166 mGy/s	1.0267 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 4:40:54	8.838 mGy			8.543 mGy/s	1.0345 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 4:41:07	8.54 mGy			8.27 mGy/s	1.0326 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M SUL - MagicMaX

 Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 4:38:09	8.434 mGy			8.209 mGy/s	1.0274 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 4:38:20	8.463 mGy			8.220 mGy/s	1.0296 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 4:38:32	8.41 mGy			8.20 mGy/s	1.0253 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 4:38:44	8.4 mGy			8.2 mGy/s	1.0233 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 4:38:58	8.427 mGy			8.200 mGy/s	1.0276 s		20.00 °C	1013.9 hPa

mAs 300, kVp 120

M CENTRO - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 2:13:28	9.388 mGy			9.086 mGy/s	1.0332 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 2:13:51	9.337 mGy			9.043 mGy/s	1.0326 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 2:14:11	9.329 mGy			9.034 mGy/s	1.0327 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 2:14:25	9.304 mGy			9.009 mGy/s	1.0327 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 2:14:35	9.32 mGy			9.03 mGy/s	1.0329 s		20.00 °C	1013.9 hPa
6	4/28/2023 2:14:44	9.306 mGy			9.011 mGy/s	1.0327 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M ESTE - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 2:18:59	10.2 mGy			9.90 mGy/s	1.0311 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 2:19:33	10.59 mGy			10.24 mGy/s	1.0344 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 2:20:00	10.34 mGy			10.01 mGy/s	1.0327 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 2:21:18	10.48 mGy			10.14 mGy/s	1.0334 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 2:23:02	10.55 mGy			10.20 mGy/s	1.0344 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M NORTE - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 2:16:48	10.4 mGy			10.1 mGy/s	1.0297 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 2:17:03	11 mGy			11 mGy/s	1.0346 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 2:17:14	10.43 mGy			10.12 mGy/s	1.0303 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 2:17:25	10.49 mGy			10.18 mGy/s	1.0309 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 2:17:37	10.5 mGy			10.2 mGy/s	1.0318 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M OESTE - MagicMaX

 Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 2:27:53	10.25 mGy			9.919 mGy/s	1.0330 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 2:28:29	10.53 mGy			10.18 mGy/s	1.0343 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 2:30:38	10.24 mGy			9.910 mGy/s	1.0336 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 2:32:07	10.02 mGy			9.753 mGy/s	1.0273 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 2:32:38	10 mGy			10 mGy/s	1.0339 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M SUL - MagicMaX

 Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 2:24:57	10.61 mGy			10.25 mGy/s	1.0347 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 2:25:14	10.44 mGy			10.10 mGy/s	1.0340 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 2:25:26	10.08 mGy			9.794 mGy/s	1.0294 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 2:25:41	10.54 mGy			10.19 mGy/s	1.0343 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 2:25:55	10.63 mGy			10.27 mGy/s	1.0352 s		20.00 °C	1013.9 hPa

mAs 400, kVp 120

M Centro - MagicMaX

 Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 1:22:23	12.39 mGy			12.00 mGy/s	1.0329 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 1:22:38	12.35 mGy			11.96 mGy/s	1.0330 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 1:22:50	12.40 mGy			12.01 mGy/s	1.0330 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 1:23:26	12.38 mGy			12.00 mGy/s	1.0324 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 1:23:39	12.34 mGy			11.95 mGy/s	1.0327 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M Este - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 1:30:38	13.88 mGy			13.43 mGy/s	1.0336 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 1:31:35	13.4 mGy			13.0 mGy/s	1.0302 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 1:32:09	13 mGy			13 mGy/s	1.0293 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 1:32:29	14.1 mGy			13.6 mGy/s	1.0345 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 1:32:53	14.14 mGy			13.67 mGy/s	1.0347 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M oeste - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 1:38:20	13.5 mGy			13.1 mGy/s	1.0304 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 1:38:51	13.4 mGy			13.0 mGy/s	1.0290 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 1:39:16	13.49 mGy			13.08 mGy/s	1.0314 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 1:39:41	13.94 mGy			13.48 mGy/s	1.0341 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 1:40:07	13.78 mGy			13.33 mGy/s	1.0337 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M Norte - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 1:27:15	14.56 mGy			14.07 mGy/s	1.0350 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 1:28:13	13.83 mGy			13.44 mGy/s	1.0289 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 1:28:25	14.44 mGy			13.96 mGy/s	1.0341 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 1:28:38	14.60 mGy			14.11 mGy/s	1.0345 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 1:28:52	14.08 mGy			13.63 mGy/s	1.0326 s		20.00 °C	1013.9 hPa

M sul - MagicMaX

M Offline No Sensor									
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Temperature Multi	Pressure Multi
1	4/28/2023 1:34:59	13.24 mGy			12.88 mGy/s	1.0278 s		20.00 °C	1013.9 hPa
2	4/28/2023 1:35:22	13.30 mGy			12.91 mGy/s	1.0306 s		20.00 °C	1013.9 hPa
3	4/28/2023 1:35:46	13 mGy			13 mGy/s	1.0288 s		20.00 °C	1013.9 hPa
4	4/28/2023 1:36:11	13.57 mGy			13.14 mGy/s	1.0331 s		20.00 °C	1013.9 hPa
5	4/28/2023 1:36:34	13.37 mGy			12.96 mGy/s	1.0316 s		20.00 °C	1013.9 hPa

Anexo III

Dados semanais de número de TC medidos nos diferentes materiais atenuadores do fantoma de qualidade da imagem.

Parâmetro de aquisição		Semanas	Nº de CT (HU)					
kV _p	mAs		Água	Nylon	Polietileno	Teflon	Acrílico	Lexan
120	250	<i>S</i> ₁	-0,3	109	-64,8	911,7	131,9	104,5
		<i>S</i> ₂	-1,4	105,5	-66,6	910	130,1	104,6
		<i>S</i> ₃	0,5	105,3	-66,4	912,5	130	104,2
		<i>S</i> ₄	-2,9	106,5	-67,6	916	130,3	104,2
		Média	-1,025	106,575	-66,35	912,55	130,575	104,375
	300	<i>S</i> ₁	-1,2	107,5	-66,2	920,7	131,1	106,5
		<i>S</i> ₂	-0,6	106,5	-66,5	911,7	130,9	104,7
		<i>S</i> ₃	0,1	105,4	-67,4	912,5	130	104,6
		<i>S</i> ₄	-2,1	106,8	-66,5	917,6	132,8	104,8
		Média	-0,95	106,55	-66,65	915,625	131,2	105,15
	400	<i>S</i> ₁	0	105,4	-67,5	916,7	130,9	108
		<i>S</i> ₂	-1,3	106,6	-67,3	918,4	120,5	105,3
		<i>S</i> ₃	1	105,5	-67	911,4	130,5	104,5
		<i>S</i> ₄	0,4	106,3	-65,6	910	131,8	104
		Média	0,025	105,95	-66,85	914,125	128,425	105,45

Anexo IV

Certificado de Calibração do Detector

Iba

IBA Dosimetry GmbH
Service Calibration Laboratory

Kalibrierschein DCT10-MM
Calibration certificate DCT10-MM

Kalibrierscheinnummer: MM-00892
Calibration certificate number:

Kalibriergegenstand / Object of calibration
Seriennummer 2429
Serial number

Gegenstand: Ionisationskammer
Object: ionisation chamber

Hersteller: IBA Dosimetry GmbH
Manufacturer:

Kalibrierverfahren/ Calibration method
Der Detektor (Ionisationskammer) und ein Referenzmessgerät werden in einem definierten Abstand (SSD), von einer Röntgenröhre bestrahlt. Die Oberflächen der beiden Detektoren stehen dabei senkrecht zur Strahlenachse. Der durch ionisierende Strahlung im Detektor entstandene elektrische Strom, wird mit einem Elektrometer (MagicMaX Universal) gemessen.
The detector (Ionisation Chamber) and a reference detector are irradiated at a defined distance (SSD) from an X-ray tube. The front surfaces of both detectors are perpendicular to the beam axis. The current, generated by ionizing radiation, is measured in the detector with an electrometer (MagicMaX Universal).

Umgebungsbedingungen/ Operating conditions
Luftfeuchtigkeit: höchstens 80%, max. 20 g/m³ abs. Temperatur: 15°C - 35°C
Humidity: up to 80 %, max. 20 g/m³ abs. Temperature: 15°C - 35°C

Messbedingungen/ Measurement conditions
Röntgenanlage / X-Ray Device
Generator: Super 80-CP-D Röhre: SRM 35100
Tube:

Referenzgeräte / Reference devices
Dosimeter: ID 0731 Kalibrierdatum: 28.04.2017
dosemeter: Calibration date:

Messergebnisse/ Measurement results

Strahlenqualität	Gesamtfilterung	Strom / Zeit	HVL	Referenz	Prüfling	Messwertabweichung	Alte Messwertabweichung	Erweiterte Messunsicherheit
<i>Beam quality</i>	<i>Total filtration</i>	<i>Current / Time</i>	<i>HVL</i>	<i>Reference</i>	<i>Test device</i>	<i>Error after adjustment</i>	<i>Error before adjustment</i>	<i>Expanded uncertainty</i>
Dosislängenprodukt Kalibrierung / Dose length product calibration / SSD 100cm								
RQR-9	2,9 mm Al	200mA/ 200ms	4,60 mmAl	43,00 mGycm	42,98 mGycm	-0,05%	n.a	1,70%
Dosis Kalibrierung / Dose calibration / SSD 100cm								
RQR-9	2,9 mm Al	200mA/ 200ms	4,60 mmAl	4,29 mGy	4,30 mGy	0,23%	n.a	1,70%

Vorsicht! Für eine die Dosismessung muss die gesamte aktive Fläche (10cm) der Kammer bestrahlt werden.
Caution! For the dose measurement must the entire active area (10 cm) of the chamber to be irradiated.

Exposure time / Belichtungszeit
Belichtungszeitmessung entspricht der Spezifikation. Genauigkeit: 1 % oder 0.2 ms ± 1 Puls Messbereich: 2 ms – 500 s
Exposure time measurement conform to the specification. Accuracy: 1 % or 0.2 ms ± 1 pulse Range: 1 – 0.3x10⁶ pulse

Messunsicherheit / Uncertainty
Die angegebene erweiterte Messunsicherheit basiert auf der Standardabweichung multipliziert mit dem Sicherheitsfaktor k = 2, welche bei einer Normalverteilung einen Vertrauensbereich von ca. 95% ergibt.
The reported expanded uncertainty is based on a standard uncertainty multiplied by a coverage factor k=2, which for a normal distribution gives a level of confidence of approximately 95%.

TP_CAL_MagicMaX_006_Calibration Certificate_Rev01

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstraße 5 | 90592 Schwarzenbruck | Deutschland | Tel.: + 49 9128 607 0 | Fax: + 49 9128 607 10 | 4/4

Registar Gen. Nürnberg, HR B 4262 | WEEE-Reg.-Nr. DE 65960409 | Geschäftsführer: Olivier Légrain, Rob Plompen |

info@iba-dosimetry.com | www.iba-dosimetry.com



IBA Dosimetry GmbH
 Service Calibration Laboratory

Kalibrierschein / MTK nach § 14 MPBetreibV
 Calibration certificate

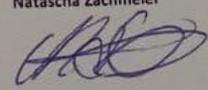
Kalibrierscheinnummer: MM-00892
 Calibration certificate number:

MagicMaX Typ <i>MagicMaX Type</i>	MagicMaX Universal								
Gegenstand <i>Object</i>	USB-Multimeter und Zubehör USB-Multimeter and accessory	Dieser Kalibrierschein dokumentiert die Rückführung auf nationale Normale zur Darstellung der Einheiten in Übereinstimmung mit dem Internationalen Einheitensystem (SI). Die für die Kalibrierung verwendeten Referenznormale, werden regelmäßig überprüft und sind rückführbar auf die Normale der Physikalisch Technischen Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig kalibriert.							
Hersteller <i>Manufacturer</i>	IBA Dosimetry GmbH								
Serien-Nr. <i>Serial number</i>	G17-0508								
Detektor/en <i>Detector/s</i>	<table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 50%;">Typ <i>Type</i></td> <td style="width: 50%;">Serien-Nr. <i>Serial number</i></td> </tr> <tr> <td>XR-Detector</td> <td>R17-0550</td> </tr> <tr> <td>XM-Detector</td> <td>M17-0377</td> </tr> <tr> <td>DCT10-MM</td> <td>2429</td> </tr> </table>		Typ <i>Type</i>	Serien-Nr. <i>Serial number</i>	XR-Detector	R17-0550	XM-Detector	M17-0377	DCT10-MM
Typ <i>Type</i>	Serien-Nr. <i>Serial number</i>								
XR-Detector	R17-0550								
XM-Detector	M17-0377								
DCT10-MM	2429								
Auftragsnummer <i>Order No.</i>	738739	Für die Einhaltung einer angemessenen Frist zur Wiederholung der Kalibrierung ist der Benutzer verantwortlich.							
Anzahl der Seiten des Kalibrierscheines <i>Number of pages of the certificate</i>	4	This calibration certificate documents the traceability to national standards, which realize the units of measurement according to the International System of Units (SI). The reference norms used for the calibration are those norms specified by the National Metrology Institute of Physics in Braunschweig (Physikalisch-Technische Bundesanstalt), Germany. The user is obliged to have the object recalibrated at appropriate intervals.							

Für den oben aufgeführten Kalibriergegenstand empfehlen wir alle 30 Monate eine Werkskalibrierung.
 For the a.m device we recommend a factory Calibration at our works every 30 Months.

Dieser Kalibrierschein darf nur vollständig und unverändert weiterverbreitet werden. Auszüge oder Änderungen bedürfen der schriftlichen Genehmigung von IBA Dosimetry GmbH. Kalibrierscheine ohne Unterschrift haben keine Gültigkeit. In der Bundesrepublik Deutschland gilt dieser Kalibrierschein als Nachweis für die erfolgreiche Durchführung der messtechnischen Kontrolle (MTK) nach § 14 MPBetreibV.

This calibration certificate must not be reproduced other than in full except with the written permission of IBA Dosimetry GmbH. Calibration certificates without signature are not valid. In Germany this calibration certificate is a proof for the correct implementation of "messtechnische Kontrolle" (MTK) according to the German law § 14 MPBetreibV.

Kalibrierdatum <i>Calibration date</i> 01. September 2017 01 September 2017	Bearbeiter <i>Person in charge</i> Natascha Zachmeier 
--	---

TP_CAL_MagicMaX_006_Calibration Certificate_Rev01

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstraße 5 | 90592 Schwarzenbruck | Deutschland | Tel. + 49 9128 607 0 | Fax. + 49 9128 607 10 |
 Register-Geb. Nürnberg, HR B 4262 | WEEE-Reg.-Nr. DE 65900409 | Geschäftsführer: Olivier Legrain, Rob Pionpen |
 info@iba-dosimetry.com | www.iba-dosimetry.com

Anexo V

- **Relação entre ângulo do fóton espalhado com o ângulo do electrão espalhado (Eq.2.2)**

Dividindo membro a membro as equações (9) e (10), temos:

$$\cot \varphi = \frac{h\nu}{h\nu' \sin \vartheta} - \cot \vartheta \quad (11)$$

Dado que $h\nu' = E_2$. Substituindo a Eq.7.1 na Eq.11. temos:

$$\cot \varphi = \frac{h\nu}{\left[\frac{m_0 c^2}{\frac{1}{\alpha} + (1 - \cos \vartheta)} \right] \sin \vartheta} - \cot \vartheta \quad (11.1)$$

Rearranjando a Eq. 11.1, temos:

$$\cot \varphi = \frac{h\nu[1 + \alpha(1 - \cos \vartheta)]}{\alpha m_0 c^2 \sin \vartheta} - \cot \vartheta \quad (11.2)$$

Lembrando que $\alpha = \frac{h\nu}{m_0 c^2}$, logo na Eq.11.2 temos:

$$\begin{aligned} \cot \varphi &= \frac{\alpha[1 + \alpha(1 - \cos \vartheta)]}{\alpha \sin \vartheta} - \cot \vartheta \\ \cot \varphi &= \frac{1 + \alpha(1 - \cos \vartheta)}{\sin \vartheta} - \cot \vartheta \\ \cot \varphi &= \frac{1 + \alpha(1 - \cos \vartheta)}{\sin \vartheta} - \frac{\cos \vartheta}{\sin \vartheta} \\ \cot \varphi &= \frac{\alpha(1 - \cos \vartheta) + 1 - \cos \vartheta}{\sin \vartheta} \end{aligned} \quad (11.3)$$

Isolando $\frac{1 - \cos \vartheta}{\sin \vartheta}$ na (Eq. 11.3), temos:

$$\cot \varphi = (1 + \alpha) \left(\frac{1 - \cos \vartheta}{\sin \vartheta} \right) \quad (11.4)$$

Sabe-se da trigonometria que $\tan \left(\frac{\vartheta}{2} \right) = \frac{1 - \cos \vartheta}{\sin \vartheta}$, substituindo essa expressão na Eq. 11.4 temos:

$$\cot \varphi = (1 + \alpha) \tan \left(\frac{\vartheta}{2} \right) \quad (11.5)$$