



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E
TÉCNICAS NUCLEARES**

ÁLVARO MAURICIO LADINO GÓMEZ

**ESTUDO DE DOSIMETRIA E QUALIDADE DE IMAGEM
EM VARREDURAS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE CABEÇA UTILIZANDO
OBJETO SIMULADOR**

BELO HORIZONTE

2017

ÁLVARO MAURICIO LADINO GÓMEZ

ESTUDO DE DOSIMETRIA E QUALIDADE DE
IMAGEM EM VARREDURAS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE CABEÇA UTILIZANDO
OBJETO SIMULADOR

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-
graduação em Ciências e Técnicas Nucleares
como requisito parcial à obtenção do título
de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radia-
ções

Orientador: Prof. Dr. ARNALDO PRATA
MOURÃO

Belo Horizonte
2017

L155e

Ladino Gómez, Álvaro Maurício.

Estudo de dosimetria e qualidade de imagem em varreduras de tomografia computadorizada de cabeça utilizando objeto simulador [manuscrito] / Álvaro Maurício Ladino Gómez. – 2017.
75 f., enc.: il.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexo: f. 75.

Bibliografia: f. 72-74.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radiação - Dosimetria - Teses.
3. Tomografia - Teses. I. Mourão Filho, Arnaldo Prata. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.039(043)




FOLHA DE APROVAÇÃO


Estudo de dosimetria e qualidade de imagem em varreduras de tomografia computadorizada de cabeça utilizando objeto simulador.

ALVARO MAURICIO LADINO GOMEZ

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 07 de fevereiro de 2017, pela banca constituída pelos membros:


Prof. Arnaldo Prata Mourão Filho - Orientador
PCTN/UFMG - CEFET/MG


Profa. Cláudia Borges Brasileiro
Dep. de Clínica, Patologia e Cirurgia Odontológica - UFMG


Profa. Vanessa Guerra Caires
CEFET/MG


Profa. Maria Auxiliadora Fortini Veloso
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG

Belo Horizonte, 7 de fevereiro de 2017.

Dedico este trabalho a meus pais Pedro Antonio e Maria Esperanza, a meus irmãos Hawid Alexander e Pedro Manuel e meus sobrinhos Johan Sebastian e Miguel Angel, que são minha maior motivação.

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a Deus pelas bondades e bênçãos que me deu durante o desenvolvimento do meu mestrado.

A meu orientador, Arnaldo Prata Mourão, por sua eterna paciência, dedicação e boa vontade que teve para finalizar satisfatoriamente este trabalho.

A meus pais Maria Esperanza e Pedro Antonio por me apoiar em cada meta proposta. A meus irmãos Hawid Alexander e Pedro Manuel, que sempre tiveram uma palavra de motivação durante os momentos de tensão.

A meus colegas da turma, que sempre estiveram dispostos a me orientar e ajudar em cada coisa que eu precisava.

A professora Priscilla Santana do Centro de Imagem Molecular da UFMG, pela disposição durante o desenvolvimento dos experimentos deste trabalho. Ao pessoal da área de radiologia do Hospital Odilon Behrens, que facilitaram alguns de seus recursos para a evolução da pesquisa.

A cada um dos professores do Departamento de Engenharia Nuclear da UFMG, que desde o primeiro dia que cheguei ao departamento, sempre estiveram propensos a me oferecer sua ajuda e orientação.

E finalmente agradeço a cada uma das pessoas, amigos e familiares aqui no Brasil como na Colômbia que sempre torceram por mim para que dera tudo certo.

“A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original”.

Albert Einstein

Resumo

Os exames de tomografia computadorizada (TC) geram doses mais elevadas do que aquelas geradas por outras modalidades de radiologia diagnóstica que utilizam a atenuação do feixe de raios X. Os avanços tecnológicos têm aumentado as aplicações clínicas destes exames fazendo com que o parque tecnológico brasileiro apresente grande diversidade de aparelhos. Estratégias de redução da dose são difíceis de implementar por causa da falta de orientação adequada sobre os exames de tomografia computadorizada. No entanto, os equipamentos oferecem a possibilidade de uma adaptação dos parâmetros de funcionamento de acordo com o perfil físico do paciente e aplicação de diagnóstico para a qual se destina a varredura. O conhecimento da distribuição da dose é importante quando se pensa em variar os parâmetros de aquisição visando a sua redução. Neste trabalho foi utilizado um objeto simulador cilíndrico de cabeça de PMMA com aberturas que permitem observar a dose em 5 regiões. Em três aparelhos de TC, dois da marca GE e um da Philips, de 64, 4 e 16 canais, a fatia central do objeto simulador foi irradiada e as doses foram medidas utilizando uma câmara lápis. Filmes radiocrômicos foram posicionados na periferia e na região central do objeto simulador e foi realizada uma varredura de 10 cm da sua região central. As irradiações do objeto simulador foram realizadas utilizando protocolos com diferentes valores de tensão. Após a varredura houve o tratamento dos filmes para a obtenção de imagens digitais a partir das quais foram obtidos os perfis longitudinais de dose. Os resultados permitiram comparar os valores de índice de dose obtidos com a câmara lápis com os perfis longitudinais de variação de dose registrados nos filmes. Os valores de índice de dose encontrados estão na faixa de 23,14 e 32,21 mGy. Valores que estão dentro do limite máximo recomendado pela legislação brasileira. Foram feitas análises de ruído nas imagens da fatia central do objeto simulador para cada nível de tensão. Os valores de índice de ruído estão na faixa de 0,36 e 9,50%. Foi proposto um protocolo otimizado para varredura de cabeça em um dos tomógrafos com valor de tensão de alimentação do tubo de 80 kV para imagens com índice de ruído de 0,5%. As imagens obtidas se encontram dentro dos parâmetros aceitáveis em radiodiagnóstico.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada, objeto simulador e dosimetria.

Abstract

Diagnostic images of computed tomography generate higher doses than those generated by other methods of diagnostic radiology using X-ray beam attenuation. Technological advances have increased the clinical applications of these devices causing the Brazilian technological park presenting a wide variety of scanners. Dose reduction strategies are difficult to implement because of the proper guidance lack on computed tomography examinations. However, these devices present possibilities of acquisition parameter adjusts according to the patient's physical profile and diagnostic application for which it is intended the scan. The knowledge of the dose distribution is important when thinking about changes of image acquisition parameters aiming at reducing the dose. In this work, was used a cylindrical head phantom made of PMMA with openings that allow dose measurement in 5 regions. In three CT scanners, two GE and one Philips, with 64, 4 and 16 channels respectively, the central slice of the head phantom was irradiated and the doses were measured using a pencil ionization chamber. Radiochromic film strips were placed in the peripheral and the central region of the head phantom and was performed scans of 10 cm in the phantom central region. The phantom scans were performed using protocols with different voltages. After scanning, the radiochromic film strips were digitalized and their digital images were used to have the dose longitudinal profiles. The results compare the dose index values obtained by the pencil chamber measurement with the dose longitudinal profiles recorded by the film strips. The dose index values found are in the range of 23.14 and 32.21 mGy. Values that are within the maximum limit recommended by Brazilian law. Noise analyzes were performed on the images of the central slice of the head phantom for each level of tension. The noise index values are in the range of 0.36 and 9.50 %. An optimized protocol was proposed for the head CT scan in one CT scanner with 80 kV tube voltage for images with a noise index of 0.5 %. The images were within acceptable parameters in radiodiagnosis.

Key Words: *Computed tomography, phantoms, dosimetry*

Lista de ilustrações

Figura 1.1.1–Distribuição de dose efetiva na população nos EUA em 2006	19
Figura 2.1.1–Gerações representativas da TC	23
Figura 2.1.2–Trajetória do feixe de raios X em diferentes modos de aquisição de imagens	24
Figura 2.2.1– <i>Scout</i> de objeto simulador	26
Figura 2.2.2–Relação dos parâmetros de controle com a qualidade da imagem	27
Figura 2.4.1–Representação dos <i>voxels</i> na imagem digital	30
Figura 2.5.1–Imagens de cortes axiais de objetos simuladores.	32
Figura 2.8.1–Representação da câmara de ionização em formato cilíndrico	35
Figura 3.2.1–Objeto simulador de cabeça fabricado em PMMA	37
Figura 3.2.2–Posicionamento do objeto simulador de cabeça isocentro do <i>gantry</i>	38
Figura 3.3.1–Tarugo em PMMA com tira de filme radiocrômico	38
Figura 3.3.2–Imagem de corte axial do objeto simulador de cabeça com tiras de filme radiocrômico no seu interior	39
Figura 3.3.3–Tiras de filme radiocrômico, de controle (a) e irradiada (b)	39
Figura 3.3.4–Imagem digital das tiras de filme em escala de cinza, (a) não irradiada e (b) irradiada	40
Figura 3.3.5–Câmara de ionização tipo lápis	40
Figura 3.3.6–Posicionamento da câmara lápis em cada posição para leitura de kerma no ar.	41
Figura 3.7.1–Medida de ruído em quatro regiões diferentes do objeto simulador de cabeça	44
Figura 4.1.1–Valores de kerma no ar no PMMA para tomógrafo 1	48
Figura 4.1.2–Valores de kerma no ar no PMMA para tomógrafo 2	50
Figura 4.1.3–Valores de kerma no ar no PMMA para tomógrafo 3	52
Figura 4.4.1–Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 80 kV no tomógrafo 1.	60
Figura 4.4.2–Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 100 kV no tomógrafo 1.	61
Figura 4.4.3–Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 120 kV no tomógrafo 1.	62
Figura 4.4.4–Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 100 kV no tomógrafo 2	63
Figura 4.4.5–Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 120 kV no tomógrafo 2.	64
Figura 4.4.6–Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 90 kV no tomógrafo 3.	65
Figura 4.4.7–Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 120 kV no tomógrafo 3.	66

Figura 4.5.1–Imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador obtidas no tomógrafo 1 para valores de tensão de alimentação do tubo de 80 kV (a), 100 kV (b) e 120 kV (c)	67
Figura 4.5.2–Imagem de corte axial da fatia central do objeto simulador obtida no tomógrafo 2 para valor de tensão de alimentação do tubo de 120 kV. . .	69
Figura 4.5.3–Imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador obtidas no tomógrafo 3 para valores de tensão de alimentação do tubo de 90 kV (a) e 120 kV (b)	69

Lista de tabelas

Tabela 2.4.1–Relação de materiais com valores na escala Hounsfield	31
Tabela 3.1.1–Características dos tomógrafos	36
Tabela 3.4.1–Protocolos de aquisição em modo axial	42
Tabela 3.4.2–Protocolos de aquisição em modo helicoidal	42
Tabela 3.5.1–Fator de conversão de ar-PMMA para tensões variadas.	43
Tabela 4.1.1–Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 1 para a tensão de 120 kV.	46
Tabela 4.1.2–Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 1 para a tensão de 100 kV.	46
Tabela 4.1.3–Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 1 para a tensão de 80 kV.	47
Tabela 4.1.4–Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 2 para a tensão de 120 kV.	48
Tabela 4.1.5–Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 2 para a tensão de 100 kV.	49
Tabela 4.1.6–Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 3 para a tensão de 120 kV.	50
Tabela 4.1.7–Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 3 para a tensão de 90 kV.	51
Tabela 4.1.8–Valores de $C_{k,PMMA,100,w}$ para cada tomógrafo para diferentes valores de tensão.	52
Tabela 4.1.9–Valores de $C_{k,PMMA,100,vol}$ para cada tomógrafo para diferentes valores de tensão	53
Tabela 4.1.10–Valores de $CTDI_{vol}$ para cada tomógrafo para diferentes valores de tensão.	53
Tabela 4.2.1–Registros de intensidade para o Tomógrafo 1.	54
Tabela 4.2.2–Registros de intensidade para o Tomógrafo 2.	55
Tabela 4.2.3–Registros de intensidade para o Tomógrafo 3.	55
Tabela 4.3.1–Valores médios de dose absorvida no Tomógrafo 1.	56
Tabela 4.3.2–Valores médios de dose absorvida no Tomógrafo 2.	57
Tabela 4.3.3–Valores médios de dose absorvida no Tomógrafo 3.	58
Tabela 4.5.1–Porcentagem de ruído para as tensões de 80, 100 e 120 kV no tomógrafo 1.	68
Tabela 4.5.2–Ruído para a tensão de 120 kV no tomógrafo 2.	68
Tabela 4.5.3–Porcentagem de ruído para as tensões de 90 e 100 kV no tomógrafo 3. .	70
Tabela 4.6.1–Protocolo de rotina e otimizado para varredura de cabeça	70

Lista de abreviaturas e siglas

CENEB	Centro de Engenharia Biomédica
CEFET-MG	Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais
C_k	Índice de kerma no ar para Tomografia Computarizada
$C_{k,PMMA}$	Índice de kerma no ar no PMMA
$C_{k,PMMA,w}$	Índice de kerma no ar no PMMA ponderado
$C_{k,PMMA,vol}$	Índice de kerma no ar no PMMA volumétrico
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i> (Índice de dose em TC)
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (formato de imagens médicas eletrônicas)
DLP	<i>Dose-length product</i> (Produto Dose-Comprimento)
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
GE	<i>General Electric</i>
jpg	Formato de compressão de imagens
mA.s	miliamperes vezes segundo
MDCT	<i>Multiple detector computed tomography</i> (Tomografia Computadorizada com arcos multidetectores)
mm Al	milímetros de alumínio
PMMA	Polimetilmetacrilato
ppi	<i>Pixel per inch</i> (Pixels por polegada)
ROI	<i>Region of interest</i> (Região de interesse)
SD	<i>Standard Deviation</i> (Desvio Padrão)
TC	Tomografia Computadorizada

Sumário

1	Introdução	17
1.1	Relevância do tema	18
1.2	Objetivos	19
1.2.1	Objetivo principal	19
1.2.2	Objetivos específicos	19
1.3	Organização do trabalho	20
2	Revisão da Literatura	22
2.1	Os aparelhos de TC	22
2.2	Parâmetros de controle em TC	24
2.2.1	A tensão de alimentação do tubo de raios X	25
2.2.2	A corrente no tubo de raios X	25
2.2.3	O <i>pitch</i>	26
2.3	Dosimetria em TC	27
2.4	Geração da imagem em TC	30
2.4.1	A escala Hounsfield	31
2.5	A qualidade da imagem	31
2.6	Objetos simuladores	32
2.7	O filme radiocrômico	33
2.8	As câmaras de ionização	34
3	Metodologia	36
3.1	Os tomógrafos	36
3.2	O objeto simulador de cabeça	36
3.3	Instrumentação para dosimetria em TC	37
3.3.1	Filmes radiocrômicos	37
3.3.2	A câmara de ionização tipo lápis	40
3.3.2.1	Medição de dose com câmara lápis	41
3.4	Protocolos de aquisição	42
3.5	Obtenção de valores de índices de dose	43
3.6	Análise dos filmes radiocrômicos irradiados	43
3.7	Análise e avaliação da qualidade das imagens	44
4	Resultados	45
4.1	Resultados com câmara de ionização	45
4.1.1	Valores de kerma no ar no PMMA para o tomógrafo 1	45
4.1.2	Valores de kerma no ar no PMMA para o tomógrafo 2	48

4.1.3	Valores de kerma no ar no PMMA para o tomógrafo 3	50
4.1.4	Cálculo de valores de $C_{k,PMMA,100,w}$, $C_{k,PMMA,100,vol}$ e $CTDI_{vol}$	52
4.2	Resultados em filmes radiocrômicos	53
4.2.1	Leituras em escala de cinza	54
4.3	Dose absorvida pelas tiras de filme radiocrômico	55
4.3.1	Dose média absorvida pelas tiras de filmes radiocrômicos no tomógrafo 1	56
4.3.2	Dose média absorvida pelas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 2 .	57
4.3.3	Dose média absorvida pelas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 3 .	58
4.4	Perfil de dose depositada em filme radiocrômico	59
4.4.1	Perfil de dose depositada nas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 1	59
4.4.2	Perfil de dose depositada nas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 2	61
4.4.3	Perfil de dose depositada nas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 3	63
4.5	Análise de ruído nas imagens de TC	66
4.6	Proposta de protocolo otimizado	70
5	Conclusões	72
	Referências	74
	APÊNDICE A – Participação em eventos	77

1 Introdução

A formação de imagens médicas e sua análise resulta da combinação de pesquisas em diversas áreas como a engenharia, a medicina e as ciências, com a finalidade de obter informações cada vez mais detalhadas de órgãos, sistemas e processos fisiológicos do corpo humano utilizando diversas fontes para a geração do sinal de informação (DHAWAN, 2011). Métodos não invasivos de diagnóstico por imagem e em particular as imagens geradas por raios X vêm sendo usados por mais de um século. Suas primeiras aplicações foram relacionadas com a descoberta dos raios X e o posterior tratamento de tecido ósseo (MENDOZA; MELGAREJO; ARGUELLO, 2016).

Os médicos utilizam as imagens radiodiagnósticas para a detecção de diferentes doenças. Uma série de protocolos de aquisição dessas imagens é baseado em pesquisas com o objetivo de manter ou melhorar a qualidade da imagem e diminuir os riscos à saúde de pacientes e trabalhadores, devido ao uso das radiações ionizantes. Por essa razão, a avaliação da massa e do volume dos objetos que se deseja diagnosticar, a análise de densidade óptica, a medição dose e o índice de contraste são alguns fatores importantes quando se deseja conhecer e otimizar o processo de aquisição de imagens com qualidade diagnóstica (DALMAZO et al., 2010).

A detecção de pequenas variações nas estruturas internas do organismo pode ser de difícil observação em virtude dos artefatos inerentes ao processo de obtenção das imagens médicas. Para que se possa observar uma estrutura em imagens geradas por feixe de raios X essa morfologia deve apresentar contraste em relação às estruturas circundantes. Na prática significa que esta textura deve apresentar uma característica de absorção do feixe diferente das estruturas próximas (ANDRADE, 2008; CALZADO; GELEIJNS, 2010).

A adoção de sistemas computadorizados e de imagens digitais levaram o processo de diagnóstico por imagem a um outro nível de qualidade, aumentando significativamente suas aplicações diagnósticas. No entanto, essa tecnologia trouxe novos desafios quanto à avaliação dos processos de aquisição de imagens e a premissa básica de trabalho com estes sistemas deve buscar depositar a dose necessária de modo que a relação risco-benefício seja minimizada (ANDISCO; BLANCO; BUZZI, 2014).

A Tomografia Computadorizada (TC) gera as imagens a partir da atenuação que um feixe de raios X sofre ao interagir com diferentes tipos de tecidos do corpo humano, e teve suas primeiras aplicações na década de 1970. Ao longo dos anos, a TC tornou-se um dos mais importantes métodos de diagnóstico por imagem, melhorando significativamente a qualidade dos serviços médicos. As imagens de TC permitem observar estruturas de baixo contraste como os tecidos moles, diferentemente dos aparelhos convencionais de raios

X(BEISTER; KOLDITZ; KALENDER, 2012).

Ainda hoje, é crescente a utilização das imagens de TC, mesmo após 40 anos de existência desse tipo de imagem. O desenvolvimento das tecnologias relacionadas à TC, que possibilitam o aumento da velocidade de aquisição de dados, a eficiência e precisão na representação das estruturas que se deseja observar, trouxe um aumento dos riscos envolvidos para os indivíduos expostos. A TC é o exame de radiodiagnóstico responsável pela maior contribuição de dose populacional dentre os exames existentes (AUGUSTO, 2009).

1.1 Relevância do tema

As fontes de raios X utilizadas para a obtenção de imagens diagnósticas contribuem em maior proporção na deposição de dose na população, devido ao grande número de exames realizados anualmente utilizando esta técnica. Os exames de TC representavam 5% do total dos exames radiológicos e contribuíam com aproximadamente 34% da dose coletiva da população mundial no ano de 2000 (MOURÃO, 2015).

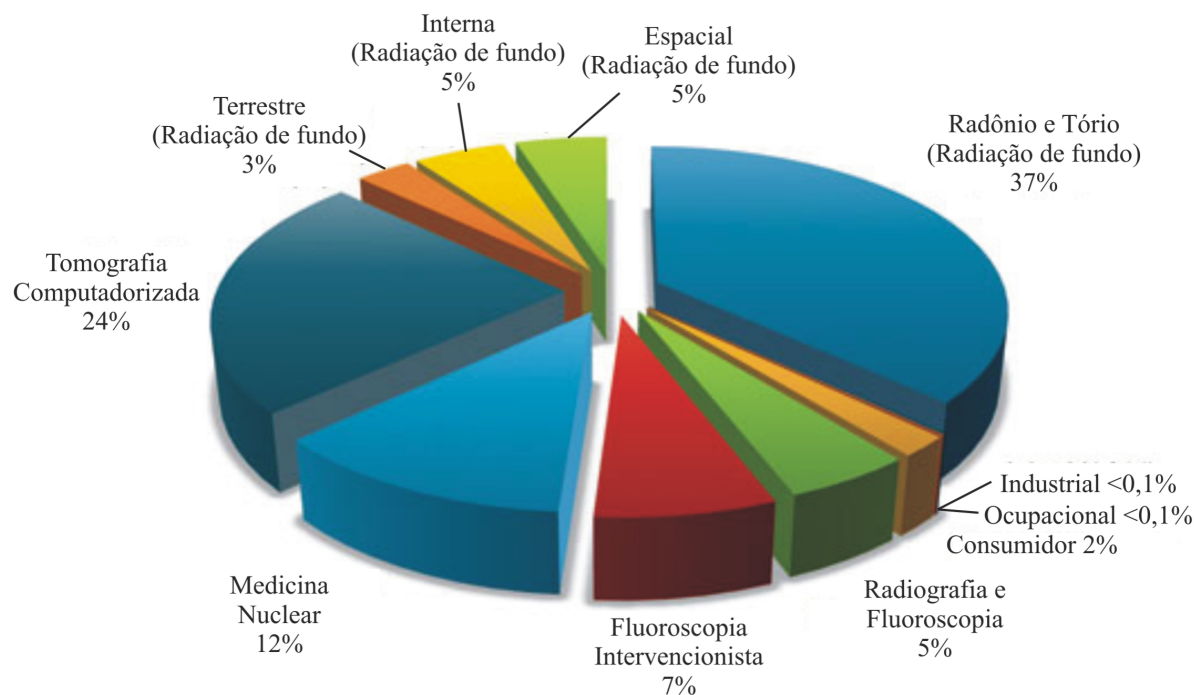
Considerando os dados da população dos EUA para o ano de 2006, a contribuição na dose populacional devido às exposições médicas representam 48%, sendo que, 24% é proveniente dos exames por TC. A porcentagem restante representa outros tipos de fontes como a radiação cósmica de fundo e fontes terrestres como o Radônio (BOLUS, 2013). A figura 1.1.1 apresenta a distribuição de dose efetiva depositada na população dos EUA para o ano de 2006, onde se observa que 50% representa a radiação de fundo, 48% as exposições médicas e 2% corresponde a outros tipos de fonte.

As doses depositadas em paciente por exames de TC são maiores que aquelas devido aos exames de radiologia convencional. Portanto, a diminuição de dose depositada em pacientes devido à TC é uma preocupação no mundo inteiro. A distribuição de dose em TC, em relação a espessura e formato da região do corpo humano varia significativamente, devido ao fato de tecidos de menor densidade terem alta probabilidade de receber doses maiores de radiação.

Na maioria dos serviços de radiodiagnóstico as varreduras de TC de cabeça são os exames mais frequentes. Para o estudo de áreas específicas do cérebro o feixe de raios X precisa penetrar a calota craniana e possibilitar a geração de imagens das partes moles existentes internamente e ao redor da calota. Além disso, as varreduras de cabeça costumam serem aquelas nas quais os índices de dose são os maiores, quando comparada com as varreduras de tronco ou de extremidades.

Com o intuito de otimizar protocolos de aquisição usados em varreduras de TC é importante conhecer a distribuição de dose num volume irradiado. Este estudo tem por

Figura 1.1.1: Distribuição de dose efetiva na população nos EUA em 2006



Fonte: Adaptado de (BOLUS, 2013)

objetivo reconhecer as variações nos perfis de dose depositadas em varredura de cabeça usando um objeto simulador padrão e variações nos processos de aquisição de imagens de cabeça em varreduras de TC.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo principal

Avaliar a distribuição de dose e a qualidade da imagem gerada em varreduras de Tomografia Computadorizada de cabeça, utilizando objeto simulador padrão em equipamentos distintos de TC e para valores diferentes de tensão de alimentação do tubo de raios X.

1.2.2 Objetivos específicos

- Realizar varreduras de TC de cabeça utilizando objeto simulador para diferentes valores de tensão de alimentação do tubo de raios X;
- Fazer as medições de Kerma no ar utilizando câmara de ionização do tipo lápis;

- Calcular os valores de índices de Kerma no ar C_k e de dose para TC CTDI a partir das medições realizadas com a câmara lápis;
- Obter os índices de dose volumétrico em tomografia para os diferentes níveis de tensão utilizando a medição com câmara lápis;
- Obter os índices de dose para varreduras em diferentes equipamentos de TC;
- Fazer o levantamento de perfil de dose utilizando filmes radiocrômicos;
- Avaliar os índices de ruído utilizando a imagem da fatia central;
- Analisar os dados obtidos e justificar as vantagens e desvantagens apresentadas pelas varreduras;
- Propor protocolo otimizado para varredura de cabeça que vise o melhoramento do processo de aquisição, buscando minimizar a dose em paciente e preservar a qualidade diagnóstica da imagem.

1.3 Organização do trabalho

Este trabalho está dividido em 5 capítulos, incluindo este introdutório, no qual é apresentada a estrutura geral do trabalho, seus objetivos e a importância do tema abordado.

No Capítulo 2, é feito um estudo da tecnologia envolvida nos aparelhos de TC. Os seus principais componentes são apresentados, bem como o funcionamento de cada um deles. Além disso, discorre-se neste capítulo sobre como as imagens são geradas e a influência dos parâmetros de controle do processo de aquisição na qualidade final da imagem e dos parâmetros de referência de dose em TC. Também é descrita a composição, o funcionamento e a importância dos filmes radiocrômicos e da câmara de ionização no estudo da dosimetria em exames de TC.

O Capítulo 3 apresenta a metodologia e o desenvolvimento da parte experimental deste trabalho, onde é apresentado o objeto simulador, a instrumentação para dosimetria utilizada nos experimentos como a câmara de ionização e os filmes radiocrômicos. Além disso, são descritos os protocolos de aquisição de dados e a obtenção de valores de índice de dose. Para finalizar, se explica como foram realizadas as análises dos filmes radiocrômicos e da avaliação da qualidade das imagens.

No Capítulo 4, são apresentados os resultados experimentais que são analisados e comparados, de acordo com o objetivo principal deste trabalho.

No Capítulo 5, é feita uma conclusão de como a variação da tensão de alimentação do tubo interfere na qualidade final da imagem, além da importância na utilização de filmes radiocrômicos no desenvolvimento deste tipo de pesquisa.

2 Revisão da Literatura

Um dos métodos mais utilizados para diagnóstico por imagem é a Tomografia Computadorizada (TC), que utiliza radiação ionizante como princípio para a geração de um sinal a partir do qual algoritmos computacionais geram imagens de corte anatômico. Este capítulo é dedicado a uma revisão da literatura em relação no funcionamento dos aparelhos de TC, a geração das imagens através da TC, dosimetria em TC utilizando câmara de ionização tipo lápis e filmes radiocrômicos como detectores de radiação.

2.1 Os aparelhos de TC

Desde a descoberta dos raios X, o uso de radiação ionizante tornou-se muito importante para o desenvolvimento de tecnologias para o benefício da humanidade. Para aumentar as possibilidades em diagnóstico por imagem, foi desenvolvida uma técnica que utiliza o princípio de atenuação do feixe de raios X, com o processamento de sinais digitais, utilizando sistemas computarizados que se conhece como Tomografia Computadorizada.

A TC começou a ser utilizada no ano 1972, com um equipamento para realizar imagem de corte de cabeça que possibilitava observar o tecido cerebral. Esta imagem era gerada utilizando um tubo de raios X com feixe colimado na forma de um lápis e um único detector de radiação. O conjunto tubo de raios X e detector se deslocava de modo a irradiar toda a fatia de interesse em três angulações diferentes. O feixe gerado pelo tubo devia ser bem colimado para diminuir os artefatos gerados em função da radiação espalhada, mas como a espessura do feixe era pequena, o tempo de aquisição de uma única fatia era maior que 4 minutos.

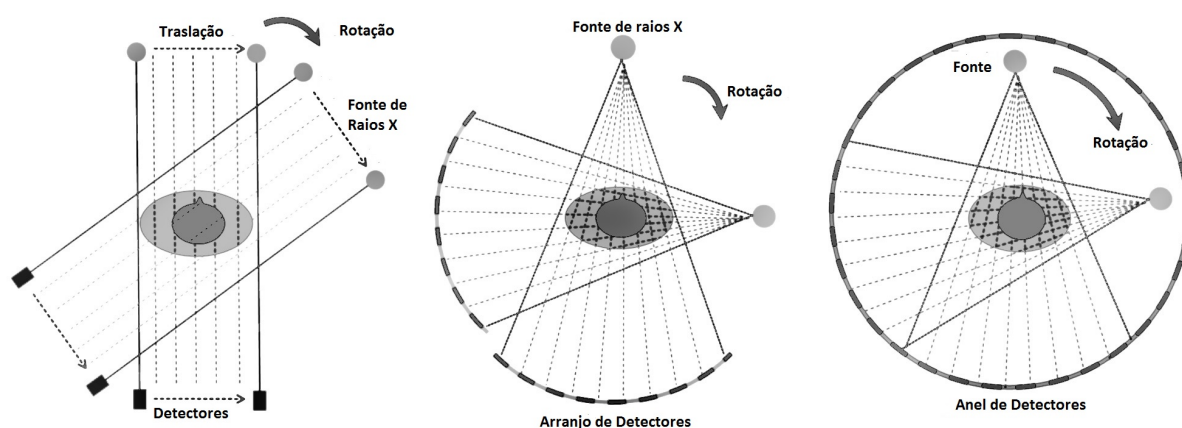
O sistema foi evoluindo para um tubo de raios X que gerava um feixe de raios X delgado em forma de leque que atingia uma fileira de detectores posicionados em linha reta após o paciente. Este sistema reduziu consideravelmente o tempo de aquisição das imagens. Posteriormente, foi desenvolvido um arranjo de tubo-detectores em um conjunto móvel que descreve uma trajetória circular de 360° em torno do paciente durante a aquisição dos dados de uma fatia, reduzindo assim o tempo de aquisição da imagem. Em paralelo à evolução no processo de aquisição de dados, houve uma melhora considerável da qualidade da imagem, através do aumento da sua resolução e da redução de artefatos e ruídos (MOURÃO, 2015).

Os problemas mecânicos que trouxeram esse tipo de aparelho devido à quantidade de peças em movimento com tubo e detectores deslocando-se simultaneamente, levaram os aparelhos de TC a evoluir para um anel fixo de detectores. Posteriormente, com o avanço

da mecânica de precisão voltou-se a utilizar o sistema tubo de raios X e arco detector que giram simultaneamente ao redor do paciente. Os aparelhos atuais utilizam esse sistema de geração de dados para a obtenção de imagens de corte em TC.

A figura 2.1.1 apresenta gerações representativas da TC com um tomógrafo de primeira geração que utiliza um método de traslação-rotação, gerando projeções paralelas. O tomógrafo de terceira geração utiliza um feixe em formato de leque e tanto o tubo de raios X como o arranjo de detectores giram dentro do *gantry*. E finalmente um tomógrafo de quarta geração que utiliza um anel fixo de detectores e a fonte de raios X realiza as rotações dentro do *gantry* projetando o feixe em forma de leque (GIRALDO; CLAVIJO; MCCOLLUGH, 2008).

Figura 2.1.1: Gerações representativas da TC



Fonte: Adaptada de (GIRALDO; CLAVIJO; MCCOLLUGH, 2008)

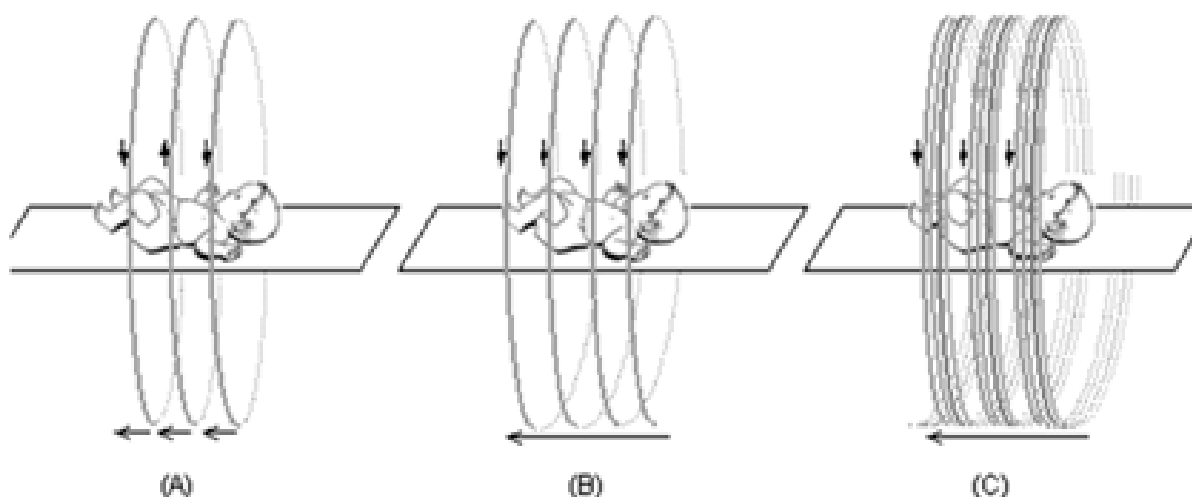
Os aparelhos descritos anteriormente podem ser classificados como aparelhos de TC convencionais. Nesses equipamentos a mesa de acomodação do paciente se desloca e para, o sistema tubo de raios X e arco detector giram 360° em torno do paciente e fazem a aquisição de dados de uma fatia. Posteriormente, a mesa se desloca e para novamente para a aquisição de dados da fatia subsequente e esse processo se repete até a aquisição de dados da última fatia programada na varredura.

A varredura consiste de uma sequência de imagens de corte que se inicia na base de um órgão e termina no seu ápice, por exemplo. Esse processo permite ao médico avaliar todo o volume de um dado órgão ou sistema de interesse. O surgimento dos aparelhos helicoidais veio da necessidade de diminuir os tempos de aquisição de dados e, conseqüentemente, aumentar as aplicações diagnósticas. Nesse tipo de aquisição, o tubo de raios X e o arco detector giram continuamente dentro do *gantry* ao redor do paciente e a mesa se desloca em sincronia com o movimento do tubo, então o feixe de raios X descreve uma trajetória helicoidal em relação ao paciente.

Os aparelhos de tomografia computadorizada com arcos multidetectores (*Multiple Detector Computed Tomography* - MDCT) possuem arcos com mais de uma fileira de detectores e por isso quando o tubo de raios X gira em torno do paciente captura informações de mais de uma fatia e por isso são denominados aparelhos multicorte. Os aparelhos helicoidais-multicorte combinam o funcionamento dos aparelhos helicoidais com arcos multidetectores fazendo com que as varreduras sejam realizadas em períodos de tempo de alguns segundos (DOUGHERTY, 2009).

A figura 2.1.2 apresenta a trajetória do feixe de raios X para os modos de aquisição das imagens *A* axial, *B* helicoidal e *C* Helicoidal multicorte.

Figura 2.1.2: Trajetória do feixe de raios X em diferentes modos de aquisição de imagens



Fonte: (FILHO, 2006)

2.2 Parâmetros de controle em TC

Alguns parâmetros de controle dos equipamentos de TC se assemelham àqueles utilizados nos aparelhos de raios X convencionais, como os valores de tensão (kV) e de corrente (mA), com a diferença que o controle é feito por computador. Nos protocolos de aquisição existentes no menu do painel de comando são definidos os valores de corrente e alta-tensão de alimentação do tubo e o tempo de rotação do tubo e cada região do corpo possui um protocolo específico de acordo com o serviço de radiodiagnóstico e que o equipamento permite (MOURÃO, 2015).

2.2.1 A tensão de alimentação do tubo de raios X

A tensão de alimentação do tubo de raios X em aparelhos que se encontram no mercado está entre 80 até 140 kV, sendo que a maioria dos equipamentos possui quatro valores de tensão. O valor de tensão de alimentação do tubo vai definir o valor médio da energia do feixe de raios X e conseqüentemente a sua penetração. Valores maiores de tensão implicam em feixes mais penetrantes e devem ser utilizados para objetos de maiores diâmetros.

A energia dos fótons X define o poder de penetração que eles têm nos tecidos, então para obter imagens de estruturas muito densas, os protocolos sugerem uma valor de tensão de alimentação do tubo de raios X maior. Um dos problemas de usar valores maiores de tensão é que diminui consideravelmente a resolução em contraste em tecidos de menor densidade, além de um maior desgaste do tubo de raios X. Outro problema associado a este parâmetro é a quantidade de dose depositada. A redução no valor deste parâmetro permite uma deposição de dose menor na região objeto de estudo. No entanto, este procedimento pode resultar em um aumento no ruído da imagem (ACUñA, 2016).

2.2.2 A corrente no tubo de raios X

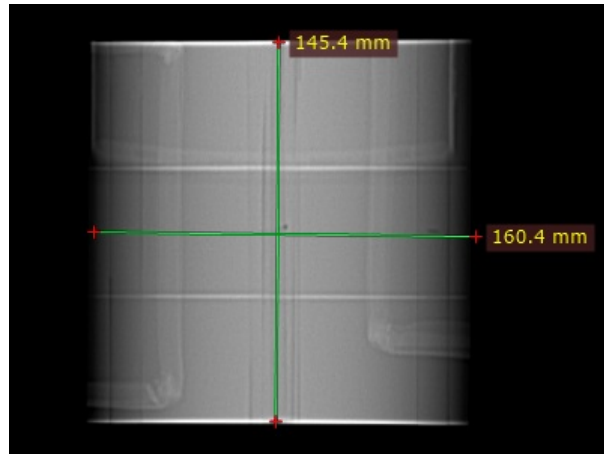
A corrente do tubo de raios X, medida em mA, está associada em proporção direta com a quantidade de fótons X gerados e em consequência, com a intensidade do feixe de raios X. A geração de feixes de maior intensidade permite uma maior rapidez na aquisição de dados. No entanto, o tubo aumenta consideravelmente sua temperatura produzindo um maior desgaste. Em virtude da diminuição do tempo de aquisição de dados e conseqüentemente do aumento da corrente do tubo de raios X utilizados em TC, o equipamento precisa de um sistema de refrigeração forçada que permita que o tubo de raios X funcione de forma segura.

A corrente que alimenta o tubo de raios X juntamente com o tempo são também fatores que estão relacionados com a quantidade de dose depositada no paciente e é conhecida como Carga do tubo (mA.s). A proporcionalidade entre a corrente e o tempo de rotação do tubo é inversa. Então, para tempos pequenos de aquisição das imagens o tubo deve ser alimentado com uma corrente maior. A corrente pode variar de 100 a 500 mA para modelos mais recentes.

Vários aparelhos mantêm a corrente constante durante a varredura, gerando um feixe primário com a mesma intensidade durante toda a varredura, logo regiões com menor densidade recebem maior dose que aquelas que têm maior densidade. Aparelhos de gerações recentes têm ferramentas como opção para o controle automático de corrente, com o intuito de diferenciar regiões de alta e baixa densidade. Quando se realiza o *scout* para a programação da varredura, o aparelho faz o cálculo da quantidade de corrente com

que deve ser alimentado o tubo quando irradia diferentes fatias da região de varredura (MOURÃO, 2015). A Figura 2.2.1 apresenta uma imagem de *scout* do objeto simulador de cabeça.

Figura 2.2.1: *Scout* de objeto simulador



Fonte: Acervo próprio

2.2.3 O *pitch*

Quando se escolhe a região de varredura através de um protocolo existente no menu de opções define-se um valor de *pitch*. O *pitch* é um parâmetro que faz a relação entre a distância de deslocamento da mesa quando o tubo de raios X dá uma volta completa em torno do paciente e a espessura do feixe de raios X. Em um aparelho que utiliza arco multidetectores, a espessura do feixe é obtida pela espessura da fatia vezes o número de fatias. A equação 2.1 representa a dependência dos valores de *Pitch* com o número de cortes que é determinado pela tecnologia do aparelho. O valor do *pitch* é um número adimensional (MOURÃO, 2015).

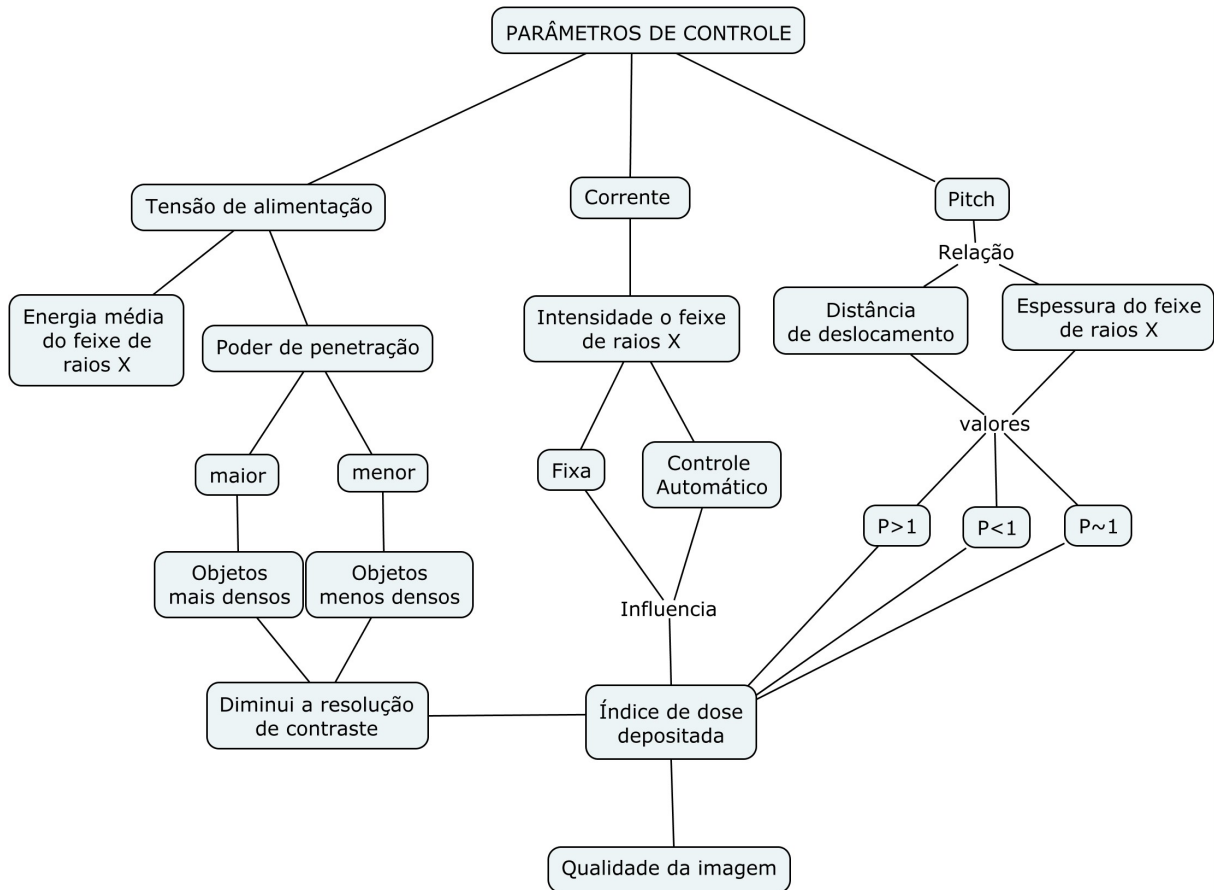
$$P = \frac{d}{M * S} \quad (2.1)$$

onde P é o valor do *pitch*; d é a distância percorrida pela mesa em milímetros; M é o número de cortes e S é a espessura da fatia em milímetros.

A variação deste parâmetro influencia diretamente na quantidade de energia que se deposita no paciente. Para valores de *Pitch* menores que 1, algumas regiões do paciente são reirradiadas podendo aumentar a qualidade da imagem, e ao mesmo tempo a dose depositada nessa região. Para valores maiores que 1, a qualidade da imagem pode ser comprometida. A sequência de cortes utilizada em varreduras de cabeça possui valores de *pitch* próximos de 1, mas alguns fabricantes fornecem protocolos com valores menores que 1.

A figura 2.2.2 ilustra a relação que existe entre os parâmetros de controle com o índice de dose depositada no paciente que está relacionado com a qualidade da imagem gerada pelo equipamento.

Figura 2.2.2: Relação dos parâmetros de controle com a qualidade da imagem



Fonte: Acervo próprio

2.3 Dosimetria em TC

Os princípios básicos de radioproteção em exposições médicas, recomendados pela Comissão Internacional de proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection* –ICRP), são a justificação da prática e a otimização na proteção, visando manter a dose no paciente em níveis tão quanto baixos razoavelmente possíveis. Todo exame deve ter um benefício para o paciente, logo não se justifica nenhuma exposição diagnóstica sem uma indicação médica adequada. Os exames de TC se justificam ante a perspectiva de que os seus resultados não podem ser obtidos por técnicas alternativas que estejam disponíveis, e que representam um menor risco como o ultrassom ou a ressonância magnética. Os exames por TC têm por intuito gerar imagens de qualidade diagnóstica

aceitável mantendo a dose razoavelmente baixa independente da região ou tipo de tecido a ser irradiado (BONGARTZ et al., 1997).

As características tecnológicas dos aparelhos de TC influenciam diretamente na qualidade da imagem em termos de linearidade, uniformidade, resolução espacial, contraste e ausência de artefatos. Para fazer controle da qualidade do aparelho se utilizam objetos simuladores para avaliar o desempenho do aparelho e definir ajustes, mediante protocolos padronizados (BONGARTZ et al., 1997).

A realização de dosimetria em TC é de grande importância, pois além de avaliar o risco, compara e otimiza as diferentes técnicas de irradiação visando a redução de exposições desnecessárias. Na atualidade, diferentes grandezas são usadas para as referências de dose. Em TC existem referências em relação ao controle das doses recebidas pelo paciente durante a aquisição de imagens.

Os critérios de dose de radiação depositada em pacientes para TC são definidos por índice de dose em tomografia computadorizada (*Computed Tomography Dose Index - CTDI*) e o produto dose-comprimento (*dose-length product - DLP*). Para entender a importância do índice de dose em TC é preciso conhecer diferentes grandezas. Desde que surgiram as primeiras preocupações com a possibilidade das radiações ionizantes induzirem detrimentos à saúde humana, apareceram os métodos de produção, caracterização e medição da radiação, bem como de definição de grandezas que expressassem com realismo a sua interação com o tecido humano (TAUHATA et al., 2003). Obviamente que o objetivo final era estabelecer a correlação dos valores de tais grandezas, entre si e com os riscos de dano. A grandeza que define o índice de kerma ar para TC está representada pela equação 2.2 como a integral do perfil de kerma no ar para TC axial ao longo do eixo de rotação do tubo de raios X (WAMBERSIE, 2008).

$$C_k = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} k_a(z) dz \quad (2.2)$$

onde C_k é o valor do índice de kerma no ar; T é a espessura da fatia ou corte e k_a o perfil de kerma no ar para TC. A unidade de medida do índice de kerma livre no ar incidente é J.kg^{-1} ou Gy.

O índice de kerma no ar padrão de objetos simuladores fabricados em polimetilmetacrilato (PMMA) para TC, está definido através da equação 2.3 como a integral das medidas de dose depositada no objeto simulador.

$$C_{k,PMMA} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} k_{a,PMMA}(z) dz \quad (2.3)$$

onde $C_{k,PMMA}$ é o valor do índice de kerma no ar em TC para objetos simuladores; T é a espessura de corte e $k_{a,PMMA}$ é o perfil de kerma no ar para TC axial que incide ao

longo do eixo de rotação do tubo de raios X no objeto simulador de cabeça ou corpo. A unidade de medida do índice de kerma no ar é J.kg^{-1} ou Gy.

A equação 2.4 representa o kerma no ar incidente no objeto simulador para uma distância de 100 mm. Este valor é adotado como referência devido ao comprimento útil da câmara de ionização tipo lápis utilizada em medições em TC.

$$C_{k,PMMA,100} = \int_{-50mm}^{+50mm} \frac{k_{a,PMMA}(z)}{NT} dz \quad (2.4)$$

onde $C_{k,PMMA,100}$ é o valor do índice de kerma no ar incidente no objeto simulador para uma varredura de 100 mm e N é o número de cortes e T é a espessura do corte em mm. A unidade de medida é o mGy.

A equação 2.5 define o índice de kerma no ar no PMMA ponderado $C_{k,PMMA,w}$. Este índice correlaciona os índices de kerma no ar medidos nas posições periféricas e central do objeto simulador.

$$C_{k,PMMA,w} = \frac{C_{k,PMMA,100,c} + 2C_{k,PMMA,100,p}}{3} \quad (2.5)$$

O $C_{k,PMMA,w}$ é a aproximação de um valor médio da irradiação de uma única fatia do objeto simulador para dosimetria em TC, se expressa em termos de kerma no ar no PMMA e a unidade de medida é mGy (BONGARTZ et al., 1997).

A equação 2.6 define o índice de kerma no ar no PMMA volumétrico como a razão entre o índice de kerma no ar no PMMA ponderado e o valor do *Pitch* definido pelo equipamento no instante da escolha dos parâmetros para a aquisição das imagens .

$$C_{k,PMMA,vol} = \frac{C_{k,PMMA,100,w}}{Pitch} \quad (2.6)$$

Fazendo a correção pelo coeficiente de atenuação linear μ/ρ do ar no qual a câmara está calibrada para o PMMA pode-se obter o $CTDI_{vol}$, que é um parâmetro indicado nos relatórios gerados pelos equipamentos de TC, após a realização de varreduras. A equação 2.7 determina o $CTDI_{vol}$.

$$CTDI_{vol} = C_{k,PMMA,vol} * \frac{\frac{\mu}{\rho}(PMMA)}{\frac{\mu}{\rho}(Ar)} \quad (2.7)$$

É importante ressaltar que os esforços para diminuir a dose depositada nos pacientes devem evitar reduzir a qualidade da imagem, de forma a comprometer a qualidade diagnóstica. Uma das possíveis causas de degradação está em reduzir tensão do tubo sem realizar uma compensação através do aumento da carga mA.s, para manter a imagem com boa qualidade diagnóstica (ZOETELIEF et al., 2005).

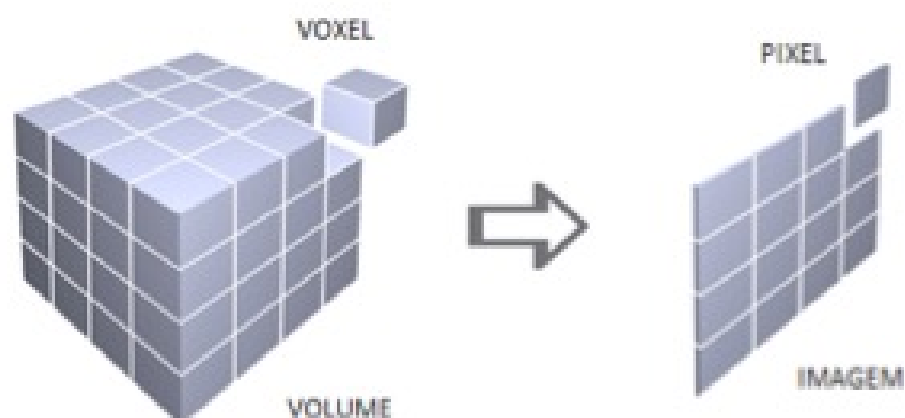
2.4 Geração da imagem em TC

A TC é um método de diagnóstico por imagem que combina o uso de raios X com sistemas computacionais especialmente desenhados para processar grande volume de dados e produzir imagens com alto grau de resolução em um período de tempo relativamente curto. O feixe de raios X, após ser atenuado pela região do corpo do paciente onde é feita a varredura, interage com um conjunto de detectores que transformam o sinal da radiação ionizante em sinal elétrico. Posteriormente, o sinal elétrico é transformado em sinal digital mediante algoritmos matemáticos para realizar a reconstrução da imagem.

A fatia irradiada é dividida em pequenas unidades de volume denominadas *voxels*. O sinal digital, enviado ao computador, é um conjunto de dados resultante da irradiação em diferentes ângulos de uma região com o objetivo de serem reconstruída imagem de corte anatômico. Sistemas computacionais são responsáveis por determinar a parcela do feixe de raios X que foi atenuada por cada um dos *voxels* que formam a fatia (JAN, 2005). Os valores de atenuação do feixe de raios X estão associados com os coeficientes de atenuação que apresentam cada tipo de tecido. Portanto, cada detector recebe dados diferentes em relação aos outros detectores.

Um *voxel* ou conjunto de *voxels* são representados na imagem por um arranjo matricial bidimensional onde cada elemento que faz parte dessa matriz é denominado *pixel*. A cada *pixel* está associado um valor numérico correspondente à intensidade segundo a proporção de radiação que foi atenuada pelo *voxel* ou conjunto de *voxels* (MOURÃO, 2015). A figura 2.4.1 ilustra a representação de *voxels* de uma fatia por *pixel* em uma imagem.

Figura 2.4.1: Representação dos *voxels* na imagem digital



Fonte: (MOURÃO, 2015)

2.4.1 A escala Hounsfield

A atenuação que experimenta o feixe de raios X ao interagir com a matéria pode ser expressa como uma grandeza física utilizando a escala Hounsfield, que normaliza os valores de atenuação dos diferentes tecidos, órgãos e estruturas ósseas. Essa escala tem como referências de zero (0) para a atenuação do feixe de raios X ao interagir com a água; de -1000 HU para o ar e de +1000 HU na interação com materiais altamente radiopacos, como os ossos corticais. Essa escala de representação numérica é denominada escala Hounsfield (MOURÃO, 2015). A equação 2.8 define a obtenção de valores de atenuação na escala Hounsfield.

$$HU_{material} = \frac{\mu_{material} - \mu_{água}}{\mu_{água}} * 1000 \quad (2.8)$$

onde, $HU_{material}$ é o valor da densidade na escala Hounsfield do material do *voxel*; $\mu_{água}$ é o coeficiente de atenuação de raios X da água; e $\mu_{material}$ é o coeficiente de atenuação do material que o *pixel* representa. A tabela 2.4.1 apresenta a relação dos valores Hounsfield com as densidades relativas para cada tipo de material.

Tabela 2.4.1: Relação de materiais com valores na escala Hounsfield

Densidade na TC	Valores em escala Hounsfield
Meio de contraste	100 a 1000
Osso	100 a 200
Água (tecidos moles)	0 a 100
Gordura	-60 a -100
Ar	-900 a -1000

Fonte: Adaptada de (PEREIRA, 2004)

2.5 A qualidade da imagem

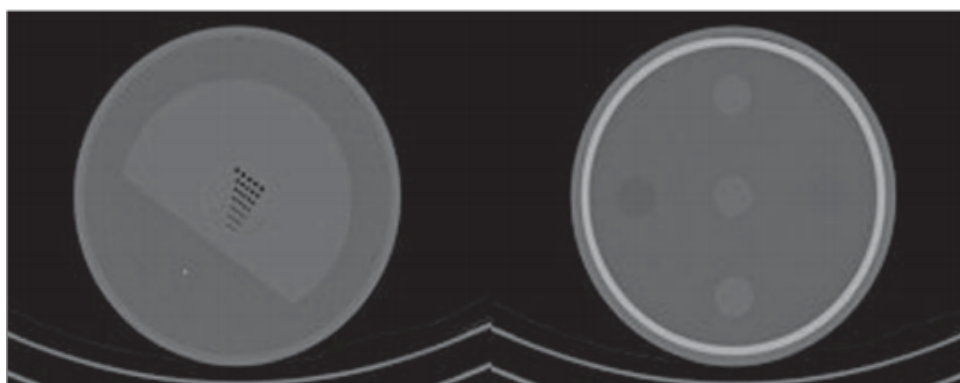
As imagens radiodiagnostics proporcionam informações relevantes ao médico especialista que toma decisões nos processos de diagnóstico, tratamento ou acompanhamento de diversos procedimentos. Para emitir um conceito de valor em relação à qualidade de uma imagem de tipo diagnóstico, se deve ter em conta parâmetros essenciais como a resolução espacial e a resolução em baixo contraste. A primeira depende do número de *pixels* que permite obter detalhes na imagem. A segunda se relaciona com a capacidade de detectar pequenas diferenças no sinal emitido pelas estruturas que atenuam o feixe de raios X estando associada diretamente com o ruído. O ruído proporciona informação das variações

aleatórias dos valores dos *pixels* numa região de interesse (CALZADO; GELEIJNS, 2010; GARIB et al., 2007).

As imagens por TC geram informações que não se conseguem por meio da radiologia convencional, pois apresentam maior resolução em baixo contraste, porém, os sistemas podem introduzir algum tipo de distorção ou artefatos no sinal. O ruído é uma medida particularmente importante na qualidade das imagens de TC, assim como na discriminação entre tecidos normais e alterações patológicas (MEDEIROS, 2012).

O ruído nas imagens por TC está associado com a espessura de corte e com o valor de corrente no tubo de raios X. Por isso que a relação ruído-dose é uma relação inversa, ou seja, para diminuir o ruído na imagem será necessário aumentar o valor da corrente no tubo e como consequência, resulta em um aumento da dose (MOURÃO, 2015). A figura 2.5.1 apresenta imagens de corte axial de objetos simuladores cilíndricos com o objetivo de estudar a qualidade da imagem fazendo análise de resolução espacial e de contraste. Na figura se observa as variações em contraste que apresentam diferentes tipos de materiais ao atenuar o feixe de raios X em TC, onde os materiais que se visualizam com tons próximos ao branco, possuem maior radiopacidade.

Figura 2.5.1: Imagens de cortes axiais de objetos simuladores.



Fonte: (DALMAZO et al., 2010)

2.6 Objetos simuladores

Os objetos simuladores são dispositivos capazes de simular comportamentos ou respostas próximas à realidade. Esse tipo de dispositivos são desenvolvidos com o intuito de estudar a qualidade de imagem, fazer testes de calibração do equipamento, ou testes de dosimetria, e são fabricados geralmente de PMMA. O PMMA responde em forma similar aos tecidos moles do corpo humano. A forma de objetos simuladores se limita no tipo de estudo que se pretende realizar. No caso de exames de TC de cabeça são utilizados objetos

simuladores cilíndricos ou antropomórficos e as dimensões variam de acordo com a faixa etária do paciente que se pretende estudar.

Desde a década de 1980 são desenvolvidos diferentes tipos de objetos simuladores para representação do corpo humano com diferentes finalidades. Por exemplo, para a otimização de parâmetros na relação sinal-ruído em imagens diagnósticas, comparações de desempenho entre sistemas e para controle de qualidade de rotina (CARRAL, 2015).

2.7 O filme radiocrômico

A dosimetria com filme radiocrômico oferece a obtenção de informação mais detalhada em termos de resolução espacial, o que quer dizer que podem ser encontradas diferenças entre doses calculadas e medidas. Portanto, a necessidade de verificar valores de dose em regiões específicas do corpo humano é objeto de estudo. O funcionamento dos filmes radiocrômicos consiste na resposta que apresenta sua camada ativa ao ser exposto à radiação. Quando exposta a cor da camada sensível se torne mais escura conforme aumenta a dose absorvida (ARRÁNS et al., 2009).

O filme radiocrômico possui a grande vantagem de não precisar de processamento com químicos para obtenção dos registros, mas a temperatura é um fator importante e pode prejudicar o processo fazendo o escurecimento do filme após a irradiação. Geralmente a temperatura não varia muito em um serviço de radiodiagnóstico, mas recomenda-se manter os filmes em envelope opaco, mesmo sendo pouco sensíveis à luz visível. Além disso, se recomenda fazer a leitura dos filmes em um curto período de tempo após a sua exposição (AL-OKSHI et al., 2013; ARRÁNS et al., 2009; DEVIC; TOMIC; LEWIS, 2016).

Os filmes radiocrômicos apresentam respostas diferentes para cada tipo de canal quando é digitalizado em modo de cor. Para a faixa de dose que se utiliza nas práticas clínicas, o canal que apresenta melhor resposta sinal-ruído e com a menor incerteza relativa é o canal vermelho. Os canais verde e azul apresentam melhores respostas para faixas maiores de dose. No processo de digitalização dos filmes, a resolução selecionada não tem um efeito importante na determinação da curva de calibração, mas pode influenciar no ruído das distribuições de dose (ARRÁNS et al., 2009).

Devido aos consideráveis gradientes de dose em exames de varredura com radiação ionizante, os filmes proporcionam melhor resolução espacial. Os filmes radiográficos são limitados devido à sua estrutura granular, porém os filmes radiocrômicos superam essa limitação por não terem o mesmo tipo de estrutura que os filmes radiográficos (MACK et al., 2003; ARRÁNS et al., 2009).

O filme GAFCHROMIC XR-QA2® foi o modelo que substituiu o XR-QA. É um filme do tipo reflexivo composto por cinco camadas: uma camada de poliéster amarela de

97 μm de espessura, uma camada adesiva sensível à pressão de 15 μm de espessura, uma camada ativa de 25 μm de espessura, uma camada superficial de 3 μm de espessura e uma camada de poliéster branco opaco de 97 μm de espessura. A camada ativa é composta por H, C, O, N, Li, Br e Cs, além de elementos com número atômico elevado com o objetivo de aumentar a sensibilidade para baixas energias de raios X (TAWFIK et al., 2012)

Este filme possui uma dependência energética, o que indica que a curva de calibração não é única para dosimetria em TC, logo para cada qualidade do feixe de raios X deve ser realizada uma curva de calibração própria. Para obter a medida precisa de dose em TC é preciso realizar a calibração do filme em relação à energia utilizada no experimento (GOTANDA et al., 2016).

2.8 As câmaras de ionização

Existem diferentes tipos de instrumentos com a capacidade de detectar pequenas variações das interações da radiação com a matéria. A forma de construção das câmaras depende do tipo de radiação. A câmara de ionização é um dispositivo desenvolvido para detectar mediante a interação direta, a informação é obtida através da ionização de um gás, pela radiação incidente. O gás fica entre duas placas ou eletrodos submetidas a uma diferença de potencial (KNOLL, 1989; ATTIX, 2004).

Existem dois tipos de câmaras de ionização: as câmaras de ar livre e as câmaras cavitárias. As câmaras de ar livre são dosímetros absolutos. Este tipo de dispositivo consegue obter as medidas da dose absorvida no meio sem a necessidade de calibração do detector em um campo padrão de radiação. Este tipo de câmara de ionização é utilizada como referência para calibração dos demais tipos de câmaras (ATTIX, 2004).

As câmaras de ar livre são normalmente detectores de grande volume, para garantir as condições de equilíbrio eletrônico. Atualmente são instrumentos de referência para a grandeza de kerma no ar. A condição de equilíbrio eletrônico é alcançada quando existe uma compensação dos elétrons que saem do volume sensível da câmara, sem depositar toda a sua energia, com os elétrons que entram com as mesmas características dos que saíram (ATTIX, 2004; MIRANDA, 2014).

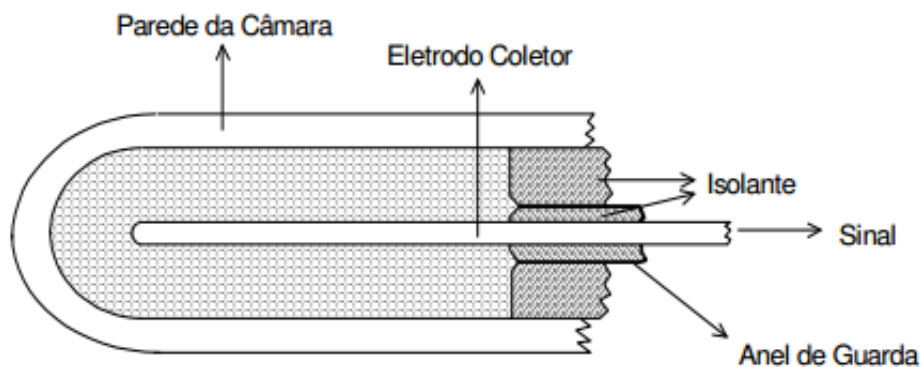
As câmaras de ionização podem ser seladas ou não. As câmaras não seladas exigem corrigir a leitura obtida de acordo com as condições ambientais de calibração devido à densidade do gás que está no seu interior, as leituras variam significativamente quando muda a pressão, a temperatura ou a umidade (ATTIX, 2004).

As câmaras de ionização tipo lápis são câmaras confeccionadas especificamente para o uso em feixes de radiação de tomografia computadorizada. Para a medição dos índices de dose em TC a câmara lápis deve ser posicionada em objetos simuladores cilíndricos

com aberturas adequadas à acomodação da câmara. A leitura geralmente apresentada por este tipo de câmara é em unidades de dose vezes o comprimento (mGy.cm). Os objetos simuladores são utilizados para representar mais fielmente a situação clínica e, portanto, as câmaras sofrem influência tanto da radiação proveniente do feixe primário como da radiação espalhada no simulador (MAIA, 2005).

As câmaras lápis são câmaras cilíndricas, não seladas com 15 cm de comprimento, sendo 10 cm de comprimento útil. Estão conformadas por um eletrodo em seu núcleo, responsável por capturar os íons formados no ar como consequência da interação com radiação ionizante incidente. Esse tipo de geometria é importante na utilização com equipamentos de TC, pois a irradiação depende do movimento de rotação do tubo de raios X em torno do paciente (MAIA, 2005; MIRANDA, 2014). A figura 2.8.1 ilustra os componentes que compõem uma câmara de ionização.

Figura 2.8.1: Representação da câmara de ionização em formato cilíndrico



Fonte: (MIRANDA, 2014)

3 Metodologia

Os estudos foram realizados em três aparelhos de TC multicortes e foram feitas aquisições em varreduras helicoidais e axiais de um objeto simulador cilíndrico de cabeça. Para os estudos de distribuição de dose no interior do volume irradiado foram utilizados filmes radiocrômicos e, para os levantamentos de índices de dose em TC foram feitas medições com uma câmara de ionização tipo lápis quando a fatia central do objeto simulador era irradiada.

As análises de qualidade de imagem foram realizadas observando a variação do ruído, calculado a partir dos valores da escala Hounsfield em regiões de interesse (*Region of interest* - ROIs) selecionados da imagem da fatia central de cada varredura, para cada nível de tensão.

3.1 Os tomógrafos

Os aparelhos de tomografia utilizados neste estudo para a aquisição de imagens de cabeça foram escolhidos a partir de uma parceria interinstitucional do Centro de Engenharia Biomédica - CENEB do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais CEFET-MG com serviços de radiodiagnósticos de Belo Horizonte (MG) para o desenvolvimento de trabalhos de pesquisa. Todos os aparelhos selecionados são multicortes e permitem varreduras helicoidais. A tabela 3.1.1 apresenta características gerais dos aparelhos utilizados.

Tabela 3.1.1: Características dos tomógrafos

Tomógrafo	Fabricante	Modelo	Numero de canais
1	General Electric	Discovery	64
2	General Electric	Brigth Speed	4
3	Philips	Brilliance	16

A seleção dos tomógrafos foi realizada em função dos serviços de radiodiagnóstico com os quais havia convênio de parceria em pesquisa com o CENEB, sendo que os mesmos deveriam ter tecnologia MDCT, visando ao estudo de equipamentos mais recentes, que permanecerão no mercado por mais tempo.

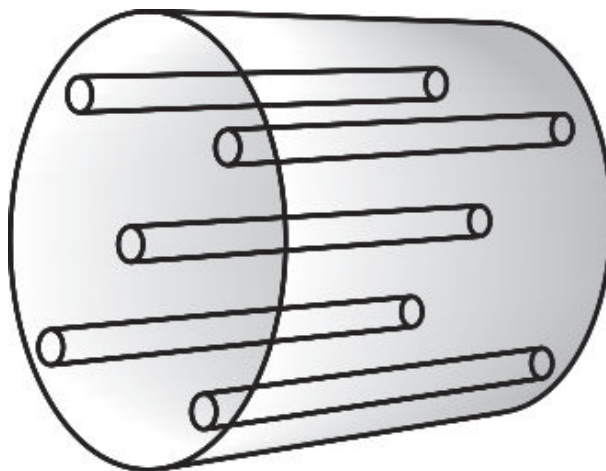
3.2 Objeto simulador de cabeça

Os experimentos foram realizados utilizando um objeto simulador de cabeça fabricado em Polimetilmetacrilato (PMMA). O objeto simulador tem formato cilíndrico com

16 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento. Este objeto simulador possui cinco aberturas, uma central e quatro periféricas defasadas de 90°. As aberturas têm um diâmetro de 1,25 cm por 15 cm de comprimento, sendo que as aberturas periféricas têm o seu centro posicionado a 1 cm da superfície.

As aberturas do objeto simulador são preenchidas por tarugos cilíndricos também fabricados em PMMA. Estes tarugos podem ser removidos visando o posicionamento de medidores de dose. A Figura 3.2.1 ilustra o formato do objeto simulador de cabeça.

Figura 3.2.1: Objeto simulador de cabeça fabricado em PMMA



Para o posicionamento do objeto simulador no isocentro do tomógrafo as aberturas periféricas foram alinhadas analogamente com as posições 3, 6, 9 e 12 de um relógio analógico com ajuda dos *lasers* de posicionamento do aparelho, como é possível observar na figura 3.2.2. Foi conferido o correto posicionamento do objeto fazendo-se um *Scout* do objeto simulador para assim demarcar a região a ser irradiada através da definição do ponto de início e final de varredura, bem como a localização da fatia central.

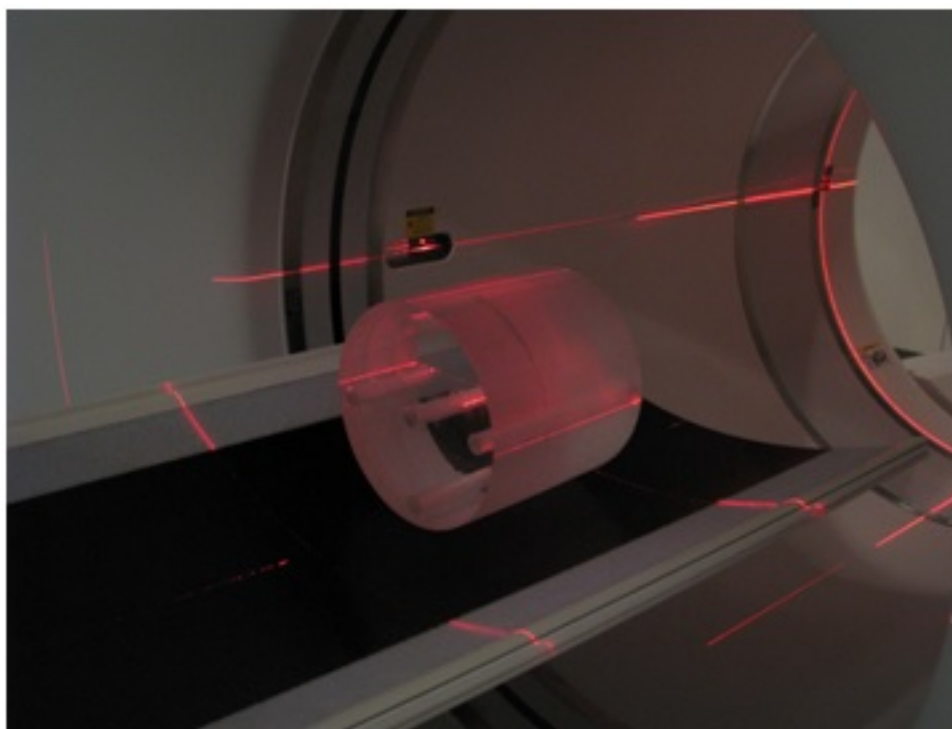
3.3 Instrumentação para dosimetria em TC

As medições de dose das varreduras foram efetuadas com filme radiocrômico com o objetivo de observar a variação longitudinal da deposição de dose nas aberturas do objeto simulador e com câmara de ionização tipo lápis para a obtenção dos índices de dose em TC com a irradiação da fatia central.

3.3.1 Os filmes radiocrômicos

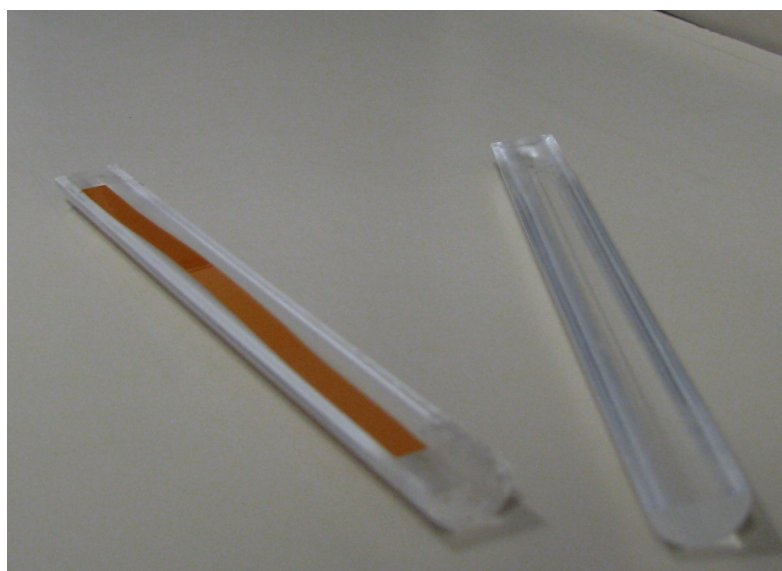
Para o registro de dose com filmes radiocrômicos foi utilizado o filme do modelo GAFCHROMIC XR-QA2®. As tiras foram recortadas em tamanhos de 0,5 x 12,5 cm e posteriormente foram posicionadas em tarugos específicos de PMMA desenvolvidos para a

Figura 3.2.2: Posicionamento do objeto simulador de cabeça isocentro do *gantry*.



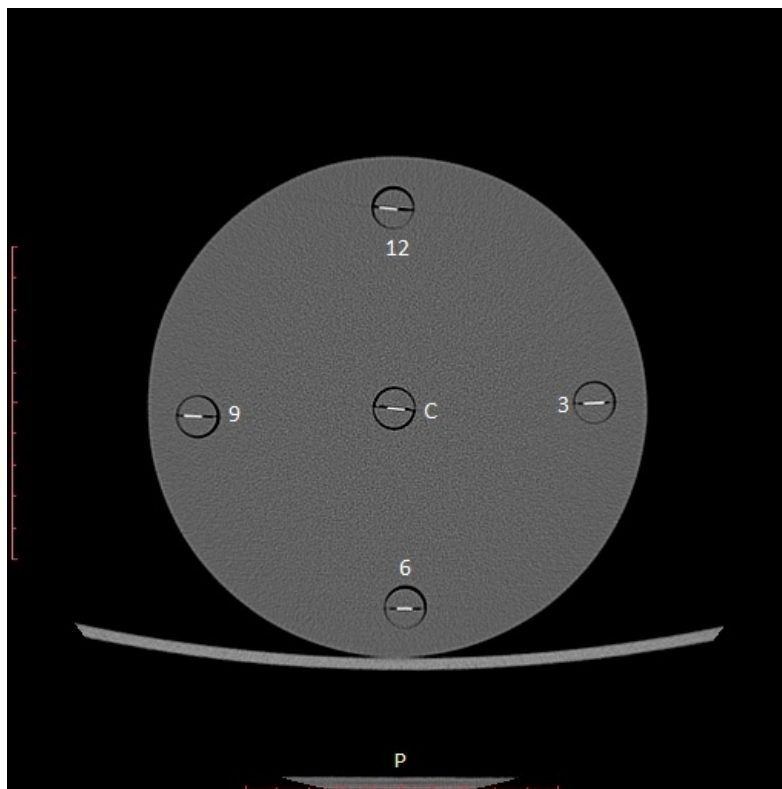
acomodação das tiras (figura 3.3.1). Os tarugos carregados com tiras de filme radiocrômico foram introduzidos nas aberturas do objeto simulador.

Figura 3.3.1: Tarugo em PMMA com tira de filme radiocrômico



Após o posicionamento dos tarugos carregados no interior do objeto simulador foi realizada uma varredura de 10 cm de comprimento na região central, com o aparelho em modo helicoidal. A figura 3.3.2 apresenta uma imagem de corte axial do objeto simulador, na qual pode se observar os tarugos posicionados nas cinco aberturas com as tiras de filme radiocrômico posicionadas no interior dos tarugos.

Figura 3.3.2: Imagem de corte axial do objeto simulador de cabeça com tiras de filme radiocrômico no seu interior



Os filmes radiocrômicos apresentam um escurecimento proporcional à quantidade de energia depositada quando expostos à radiação ionizante. Este filme radiocrômico foi desenvolvido como uma ferramenta para o controle da qualidade de feixes de radiação ionizante e são pouco sensíveis à luz visível com resposta na faixa de registro de dose de 0,1 a 20 cGy e pode ser utilizado para feixes de raios X numa faixa de tensão de alimentação do tubo de raios X variando de 20 kV e 200kV (TAWFIK et al., 2012).

Na figura 3.3.3 são apresentadas imagens da tira não irradiada em *a* e da tira irradiada em *b*, onde é possível observar a variação de cor entre a tira irradiada e a tira não irradiada.

Figura 3.3.3: Tiras de filme radiocrômico, de controle (a) e irradiada (b)

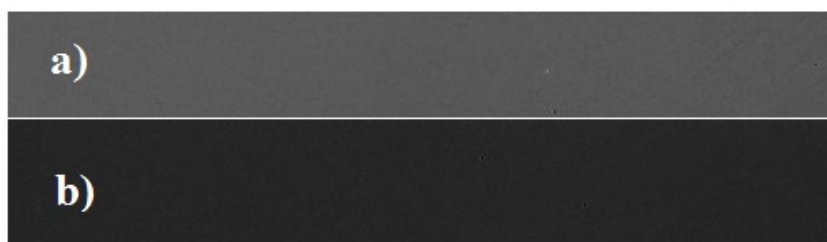


Após serem irradiadas durante as varreduras de TC, as tiras de filme foram mantidas em condições favoráveis de umidade e temperatura com o objetivo de manter a qualidade da informação nelas registradas. Imagens digitais das tiras foram obtidas utilizando um

scanner *Hewlett Packard Scanjet* Modelo G4050 para aquisição de imagens coloridas em uma resolução de 300 ppi e no formato jpg. Logo após, as tiras foram arquivadas em envelopes em local com temperatura controlada e baixa exposição à luz.

As imagens digitais foram processadas utilizando o programa *ImageJ*®. Primeiramente, foi feita a separação de canais de cores vermelha, verde e azul (RBG por suas siglas em inglês). O canal escolhido para realizar o processamento foi a cor vermelha como padrão de escurecimento pelo fato deste canal apresentar maior variação de resposta. Posteriormente, para a obtenção de escala de resposta positiva, foi efetuada a inversão da escala de cinzas da imagem do canal vermelho para obter o perfil correto em escala de cinza da imagem como se apresenta na figura 3.3.4, para cada uma das posições observadas 3, 6, 9, 12 e central, além da tira de filme sem irradiar (*Background*).

Figura 3.3.4: Imagem digital das tiras de filme em escala de cinza, (a) não irradiada e (b) irradiada



Para cada uma das leituras de escala de cinza foi subtraído o valor médio do *Background*, encontrando assim o valor real de escurecimento que sofreu cada tira quando foi exposta à radiação. Foram obtidas em média 1183 leituras em escala de cinza numa ROI de comprimento de 10 cm, para cada tira de filme.

3.3.2 Câmara de ionização tipo lápis

Foi utilizada a câmara de ionização tipo lápis RADCAL ACCU-GOLD modelo 10X6-3CT (figura 3.3.5), desenvolvida especificamente para fazer medições de índice de dose e produto de dose longitudinal para feixes de raios X em Tomografia Computarizada.

Figura 3.3.5: Câmara de ionização tipo lápis



Fonte: (RADCAL, 2015)

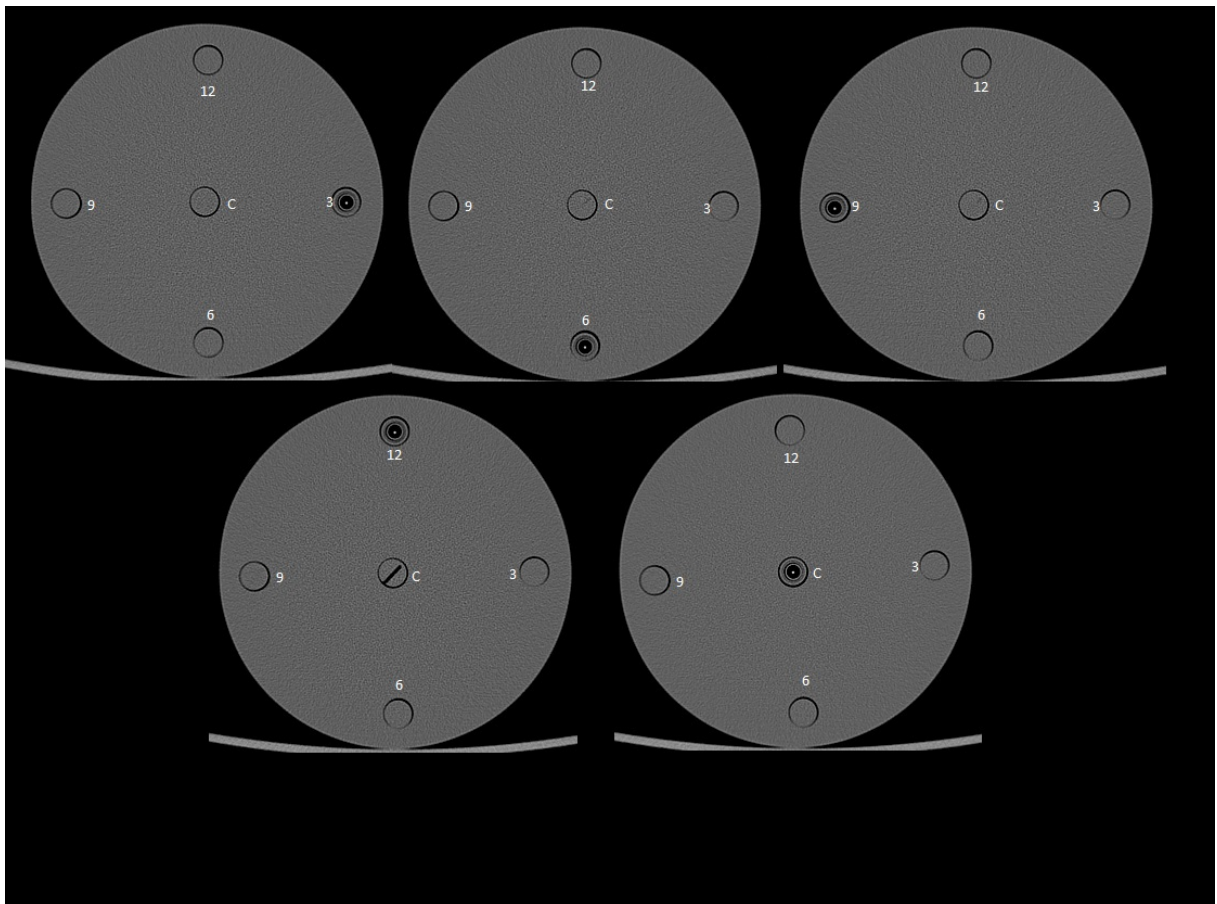
A faixa de detecção de dose está entre 200 nGy e 1 kGy com uma incerteza de 4% para raios X de até 150 kV de energia e 10,2 mm Al de camada semiredutora. A dependência energética é de 5% para camadas semiredutoras entre 3 e 20 mm Al. A câmara possui 3 cm³ de volume ativo e o cabo é tipo triaxial de baixo ruído (RADCAL, 2015).

3.3.2.1 Medição de dose com câmara lápis

As medições de dose depositada foram realizadas utilizando câmara de ionização tipo lápis, durante a irradiação da fatia central do objeto simulador, programando o aparelho em modo axial e posicionando a câmara em cada uma das aberturas do objeto simulador de cabeça. Para cada posicionamento da câmara em uma abertura, as demais foram preenchidas com tarugos sólidos fabricados em PMMA.

As medições de dose com a câmara lápis foram realizadas com o posicionamento da câmara de forma alternada nas cinco aberturas do objeto simulador com a irradiação da fatia central. A fatia central do objeto simulador foi irradiada seguidamente e foram feitas cinco medidas em cada posicionamento da câmara como ilustra as imagens de corte axial da figura 3.3.6.

Figura 3.3.6: Posicionamento da câmara lápis em cada posição para leitura de kerma no ar.



A partir dos valores obtidos foram feitas as correções utilizando o fator de calibração da câmara e o fator de correção de dose para o PMMA ([National Institute of Standards and Technology, 2015](#)). Assim, foram obtidos os índices de kerma no ar para Tomografia Computadorizada ($C_{k,PMMA,100}$) para cada um dos pontos de medição do objeto simulador ([WAMBERSIE, 2008](#)).

A partir dos valores dos índices locais, foram calculados os valores de índice de kerma no ar no PMMA ponderado ($C_{k,PMMA,100,w}$) e volumétrico ($C_{k,PMMA,100,vol}$), utilizando as equações 2.5 e 2.6

3.4 Protocolos de aquisição

Os protocolos utilizados para a irradiação da fatia central são apresentados na tabela 3.4.1. Os protocolos utilizados nas varreduras da região central do objeto simulador são apresentados na tabela 3.4.2.

Tabela 3.4.1: Protocolos de aquisição em modo axial

Tomógrafo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Espessura do feixe (mm)
1	80	100	10
	100	100	10
	120	100	10
2	100	100	10
	120	100	10
3	90	100	10
	120	100	10

Tabela 3.4.2: Protocolos de aquisição em modo helicoidal

Tomógrafo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Espessura do feixe (mm)	Pitch
1	80	100	40	0,984
	100	100	40	0,984
	120	100	40	0,984
2	100	100	10	0,750
	120	100	10	0,750
3	90	100	12	0,563
	120	100	12	0,563

Para as irradiações da fatia central foram mantidos os mesmos parâmetros de aquisição, de carga em cada aparelho, para garantir a reprodutibilidade dos experimentos em modo axial. Para os Tomógrafos 2 e 3, não foi possível manter os mesmos parâmetros de aquisição devido à configuração do equipamento.

3.5 Obtenção de valores de índices de dose

Os valores de Kerma no ar no PMMA $C_{k,PMMA,100}$ são obtidos pela leitura dos valores registrados no eletrômetro devidamente corrigidas pela temperatura e pressão. Para a obtenção dos valores de Índice de dose em TC (CTDI), os valores de Kerma devem ser corrigidos por um fator (FC) definido pelo valor do coeficiente de atenuação de massa do PMMA dividido pelo coeficiente de atenuação de massa do ar.

Os valores de FC utilizados foram obtidos considerando os dados de coeficientes de atenuação linear para raios X disponíveis em tabela do Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (*National Institute of Standards and technology* - NIST). Nesta tabela existem valores determinados para as energias de 50, 60 e 80 keV. A partir desses valores foram interpolados os valores para as energias de interesse ([National Institute of Standards and Technology, 2015](#)).

Os feixes de raios X utilizados em TC apresentam filtração específica, visando diminuir consideravelmente os fótons de energia até 30 keV, visto que a região de trabalho desses equipamentos está entre 80 e 150 kV. Para determinar os valores médios de energia dos feixes de raios X utilizados nos experimentos deste trabalho, foram considerados os espectros determinados por ([DUAN et al., 2011](#)).

A tabela 3.5.1 apresenta os valores obtidos para a conversão do Kerma no ar no PMMA para CTDI.

Tabela 3.5.1: Fator de conversão de ar-PMMA para tensões variadas.

Tensão (kV)	Energia Média (keV)	Coef. de atenuação linear		Fator de Conversão (FC)
		Ar	PMMA	
80	55	0,1978	0,1999	1,0106
90	60	0,1875	0,1924	1,0261
100	65	0,1822	0,1881	1,0324
120	72	0,1747	0,1820	1,0418

3.6 Análise dos filmes radiocrômicos irradiados

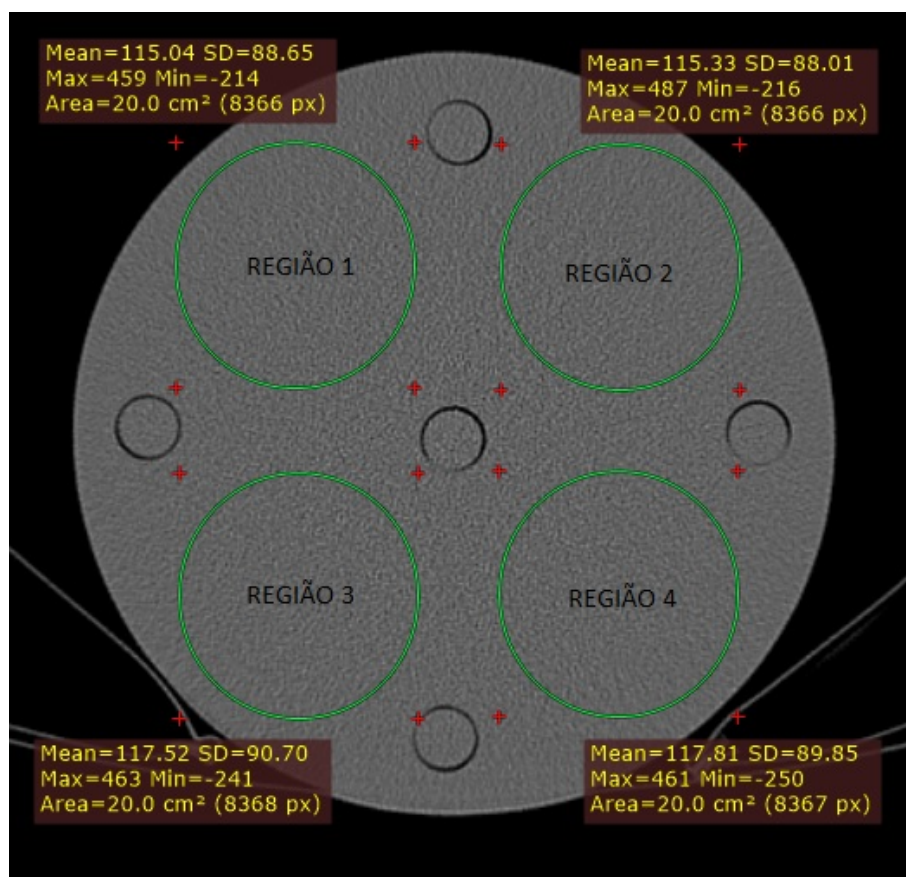
As tiras de filme radiocrômico, após serem irradiadas, foram digitalizadas e calibradas utilizando as medidas de dose obtidas pela câmara de ionização tipo lápis. Foram calculados fatores de calibração para cada valor de tensão afim de converter as leituras de intensidade em escala de cinzas para valores de dose absorvida em mGy.

Realizadas as conversões dos valores em escala de cinzas para miligray, foram feitas as análises de perfil de dose absorvida para cada uma das posições observadas, para cada valor de tensão e para cada aparelho.

3.7 Análise da qualidade das imagens

Para a análise e avaliação da qualidade da imagem foi selecionada a imagem da fatia central afim de estudar a interferência da radiação espalhada gerada, sendo a fatia central aquela que recebe a maior quantidade de dose devido à radiação espalhada. Para esta avaliação foi utilizado o software RadiAnt® próprio para observação de imagens médicas com padrão DICOM (formato de imagens médicas metrônicas). A figura 3.7.1 ilustra a ferramenta utilizada para a definição do tamanho da ROI e os valores da média e do desvio padrão da intensidade na escala Hounsfield. Foram feitas observações em quatro regiões do objeto simulador para depois serem comparadas dentro dos parâmetros de qualidade da imagem diagnóstica.

Figura 3.7.1: Medida de ruído em quatro regiões diferentes do objeto simulador de cabeça



Em cada uma das quatro posições foi registrado o valor médio e o desvio padrão dentro de uma região de interesse ROI (*region of interest - ROI*) que equivale ao valor médio em escala Hounsfield dessa região. A área de análise foi de 20 cm^2 , a quantidade de *pixels* foi variável, em virtude da tecnologia de cada aparelho.

Foram realizadas as medidas de ruído para as imagens nas regiões de interesse para as tensões de 80, 90, 100 e 120 kV com o objetivo de comparar se os resultados variam para os diferentes valores de tensão.

4 Resultados

Os resultados obtidos dos experimentos realizados em cada um dos três tomógrafos relacionados foram organizados, sendo apresentados primeiramente as leituras feitas com a câmara de ionização tipo lápis para os diferentes níveis de tensão e posicionamentos no interior do objeto simulador de cabeça.

Posteriormente, são apresentados os resultados dos perfis longitudinais de dose registrados com as tiras de filme radiocrômico. As tiras de filme irradiadas foram digitalizadas e foi realizada uma análise das variações que ocorreram em cada aparelho, quando foi modificado o valor de tensão.

Em seguida, são apresentadas as tabelas dos valores médios de dose absorvida nas tiras de filme radiocrômico, após serem efetuados os cálculos de calibração para a conversão da intensidade em escala de intensidade em tons de cinzas.

Finalmente, são apresentadas as tabelas dos resultados de análises das imagens obtidas nas varreduras, em relação à variação de ruídos para cada nível de tensão e para cada aparelho envolvido e a proposição de um protocolo otimizado de varredura de cabeça.

4.1 Resultados com câmara de ionização

Os dados obtidos com as medidas realizadas com a câmara de ionização foram coletados, realizando cinco medições para cada posicionamento da câmara lápis. Durante as medições, as demais aberturas do objeto simulador foram preenchidas por tarugos fabricados em PMMA. Considerando a atenuação do feixe de raios X, pelo objeto simulador, para os diferentes valores de tensão em que foram realizados os experimentos, os fatores de correção ar/PMMA considerados dependeram das qualidades dos feixes de energia com que foram irradiadas as tiras de filme ([National Institute of Standards and Technology, 2015](#)).

4.1.1 Valores de kerma no ar no PMMA para o tomógrafo 1

Os valores de kerma no ar no PMMA registrados pela câmara lápis juntamente com o valor médio e o desvio padrão (SD) para a irradiação com tensão de alimentação de 120 kV no tomógrafo 1 estão apresentados na tabela [4.1.1](#), de acordo com o protocolo apresentado na tabela [3.4.1](#).

Para a tensão de 120 kV o maior valor médio registrado na posição 12 foi de $21,39 \pm 0,38$ mGy sendo 22,08% maior que o menor valor médio registrado na posição

Tabela 4.1.1: Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 1 para a tensão de 120 kV.

Posição	3	6	9	12	Central
	19,47	18,07	19,01	21,18	17,54
	19,46	18,12	19,10	21,20	17,54
Medidas	19,50	18,13	19,03	22,07	17,53
	19,49	18,30	19,03	21,23	17,51
	19,47	18,21	19,01	21,29	17,47
Média	19,48	18,17	19,04	21,39	17,52
SD	0,01	0,09	0,03	0,38	0,03

central de $17,47 \pm 0,03$ mGy.

Os valores de kerma no ar no PMMA registrados pela câmara lápis juntamente com o valor médio e o desvio padrão (SD) para cada posicionamento da câmara durante a irradiação da fatia central, no Tomógrafo 1 para a tensão de 100 kV, estão apresentados na tabela 4.1.2

Tabela 4.1.2: Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 1 para a tensão de 100 kV.

Posição	3	6	9	12	Central
	12,79	12,16	12,78	14,14	11,11
	13,26	11,90	12,89	14,20	11,32
Medidas	12,80	11,97	12,95	14,01	11,32
	13,06	11,99	12,75	14,01	11,32
	12,76	11,87	12,78	14,12	11,32
Média	12,94	11,98	12,83	14,10	11,28
SD	0,22	0,11	0,08	0,08	0,09

Para a tensão de 100 kV o maior valor médio registrado foi $14,10 \pm 0,08$ mGy na posição 12, sendo 25,00% maior que o menor valor médio registrado de $11,28 \pm 0,09$ mGy na posição central.

Os valores de kerma no ar no PMMA registrados pela câmara lápis juntamente com o valor médio e o desvio padrão (SD) para cada condição de irradiação da fatia central no Tomógrafo 1 para a tensão de 80 kV, estão apresentados na tabela 4.1.3

Para a tensão de 80 kV o maior valor médio registrado foi de $8,39 \pm 0,10$ mGy na posição 12, sendo 41,24% maior que o menor valor médio registrado $5,94 \pm 0,02$ mGy na posição central.

Observando as medidas obtidas verifica-se que com a tensão de 80 kV os valores são sempre as menores, visto que os demais parâmetros utilizados foram os mesmos e a energia média do feixe de 80 kV é mais baixa promovendo uma menor deposição de dose. De modo inverso a tensão de 120 kV gera as maiores deposições de dose.

Para as medidas obtidas nas aberturas periféricas, aquelas obtidas na posição 6

Tabela 4.1.3: Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 1 para a tensão de 80 kV.

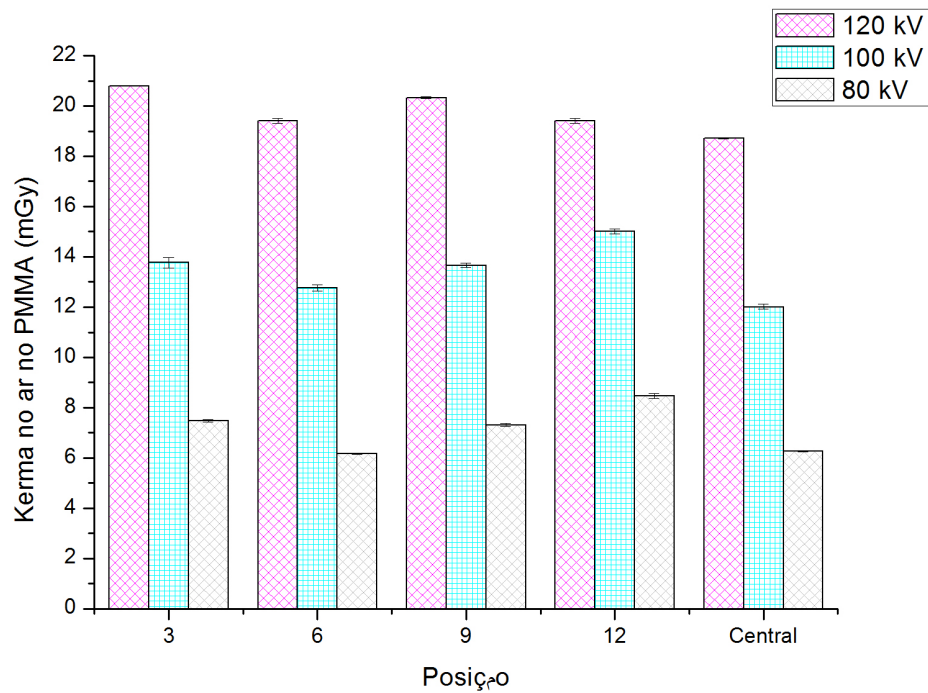
Posição	3	6	9	12	Central
	7,06	5,83	7,00	8,39	5,94
	7,16	5,87	6,98	8,54	5,94
Medidas	7,05	5,85	6,94	8,36	5,95
	7,05	5,82	6,86	8,38	5,93
	7,15	5,85	6,91	8,27	5,95
Média	7,10	5,84	6,94	8,39	5,94
SD	0,06	0,02	0,06	0,10	0,01

são as menores, para a maioria dos experimentos. Isso é um efeito decorrente da filtração do feixe de raios X pela mesa, quando o feixe se propaga de baixo pra cima. Pelo fato da composição da dose na posição 12 ser menos influenciada pela incidência do feixe quando é filtrado pela mesa os registros de dose, nessa posição, é maior. Os valores registrados nas posições 9 e 3 devem ser parecidos, e uma variação entre esses valores pode indicar que o objeto simulador foi mal posicionado em relação à distância lateral do *gantry*, ou ainda, que o aparelho está com um desalinhamento inerente que deve ser corrigido.

Os valores médios registrados na abertura central são menores que aqueles registrados nas aberturas periféricas, e a diferença entre os valores medidos aumenta com a redução da tensão. Isto ocorre em virtude da menor penetração dos feixes menos energéticos. Para a deposição de dose na abertura central o feixe é sempre filtrado por uma espessura de PMMA igual ao raio do objeto simulador. A única medida em que o menor valor de dose foi registrado numa posição da periferia foi para a tensão de 80 kV, pois a penetração desse feixe é menor, e sofre uma maior filtração da mesa do tomógrafo.

Considerando os valores registrados para os níveis de tensão de 80, 100 e 120 kV, o maior valor registrado para a tensão de 120 kV de $21,39 \pm 0,38$ na posição 12 e o menor valor registrado foi $5,84 \pm 0,02$ mGy na posição 6 para a tensão de 80 kV.

Figura 4.1.1: Valores de kerma no ar no PMMA para tomógrafo 1



4.1.2 Valores de kerma no ar no PMMA para o tomógrafo 2

Os dados de kerma no ar no PMMA medidos utilizando a câmara de ionização tipo lápis para a irradiação da fatia central com tensão de alimentação do tubo de 120 kV para o Tomógrafo 2, são apresentados na tabela 4.1.4, de acordo com o protocolo apresentado na tabela 3.4.1.

Tabela 4.1.4: Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 2 para a tensão de 120 kV.

Posição	3	6	9	12	Central
	21,65	20,36	20,37	21,50	20,51
	21,54	20,36	20,23	21,62	20,55
Medidas	21,57	20,31	20,23	21,35	20,47
	21,69	20,30	20,51	21,35	20,48
	21,54	20,34	20,49	21,36	20,48
Média	21,60	20,33	20,37	21,44	20,50
SD	0,07	0,03	0,13	0,12	0,04

Para a tensão de 120 kV o maior valor médio registrado foi $21,60 \pm 0,07$ mGy na posição 3, sendo 0,62% maior que o menor valor médio registrado de $20,33 \pm 0,03$ mGy na posição 6. Todos os valores registrados são muito próximos para este feixe.

Os dados de kerma no ar no PMMA medidos durante a irradiação da fatia central

com a tensão de alimentação de 100 kV para o Tomógrafo 2 são apresentados na tabela 4.1.5.

Tabela 4.1.5: Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 2 para a tensão de 100 kV.

Posição	3	6	9	12	Central
	14,42	13,45	13,43	14,32	13,34
	14,49	13,46	13,50	14,27	13,33
Medidas	14,42	13,51	13,43	14,24	13,32
	14,55	13,57	13,47	14,27	13,35
	14,38	13,46	13,46	14,24	13,35
Média	14,45	13,49	13,46	14,27	13,34
SD	0,07	0,05	0,03	0,03	0,01

Para a tensão de alimentação de 100 kV o maior valor médio registrado foi $14,45 \pm 0,07$ mGy na posição 3, sendo 0,83% maior que o menor valor médio registrado de $13,34 \pm 0,01$ mGy na posição central.

As medidas obtidas verifica-se que as medidas com a tensão de 100 kV são sempre menores que aquelas realizadas com o feixe de 120 kV, visto que os demais parâmetros utilizados foram os mesmos e a energia média do feixe de 100 kV é menor promovendo uma menor deposição de dose. De modo inverso a tensão de 120 kV promove as maiores deposições de dose.

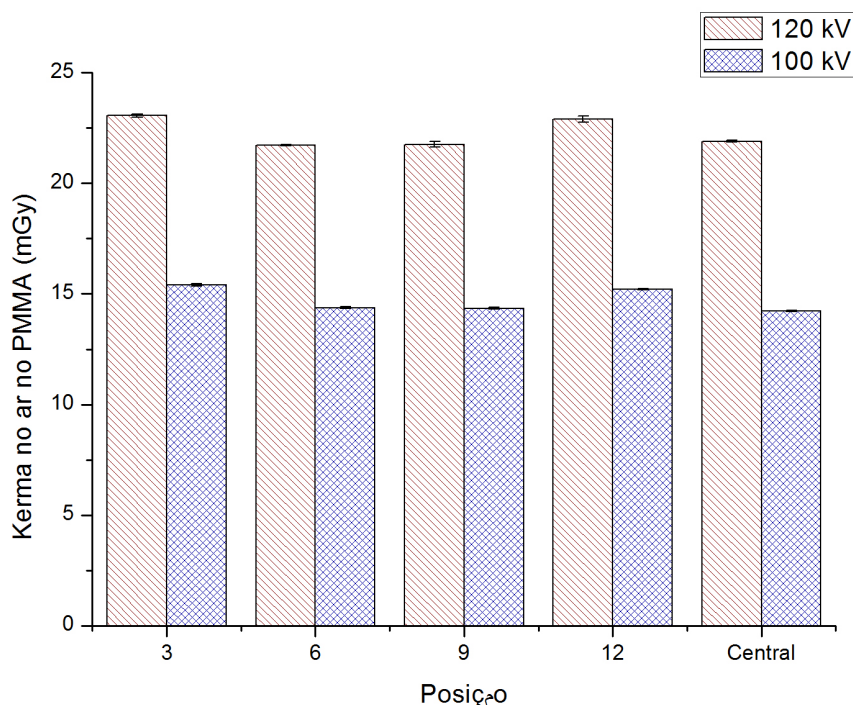
Considerando os valores médios registrados, o valor da abertura central é menor que aqueles registrados nas aberturas periféricas. A posição 12 foi a menos influenciada pela incidência do feixe de baixo para cima e os registros nessa posição são maiores. Os valores registrados na posição 9 e 3 são próximos, mas a diferença provavelmente se dá por um desalinhamento do sistema de lasers utilizado no posicionamento do objeto simulador no isocentro do *gantry*. Neste caso, o objeto simulador nas duas irradiações realizadas no tomógrafo 2 ficou posicionado mais à direita em relação ao isocentro, fazendo com que a dose na posição 3 fosse maior em virtude da característica divergente do feixe de raios X. A posição 3 ficou mais próxima do foco do feixe quando este irradiava no sentido da direita para a esquerda e a posição 9 ficou mais distante quando a irradiação ocorria em sentido contrário.

As leituras feitas nesse equipamento mostram maior uniformidade nas medidas realizadas na periferia devido ao fato de ter-se utilizado o apoio de cabeça que é um acessório da mesa do equipamento, feito em material menos radioabsorvente que a mesa de acomodação do paciente e com espessura menor.

Os valores registrados para os níveis de tensão de 100 e 120 kV, o maior valor médio registrado foi para a tensão de 120 kV de $21,60 \pm 0,07$ mGy na posição 3 sendo 62,39% maior que o menor valor médio registrado de $13,34 \pm 0,01$ mGy na posição central, como se

pode observar através do gráfico de barras apresentado na Figura 4.1.2.

Figura 4.1.2: Valores de kerma no ar no PMMA para tomógrafo 2



4.1.3 Valores de kerma no ar no PMMA para o tomógrafo 3

Reproduzindo os procedimentos realizados com os tomógrafos 1 e 2, foram feitas leituras de kerma no ar com a câmara lápis no interior do objeto simulador para tomógrafo 3. Para este aparelho foi possível fazer experimentos com valores de tensão de alimentação de 90 e 120 kV. Os resultados das medidas obtidas, para a irradiação da fatia central, com a tensão de alimentação de 120 kV são apresentados na tabela 4.1.6, de acordo com o protocolo apresentado na tabela 3.4.1.

Tabela 4.1.6: Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 3 para a tensão de 120 kV.

Posição	3	6	9	12	Central
	18,56	16,74	18,09	18,84	16,41
	18,10	16,72	17,70	18,86	16,49
Medidas	17,26	16,41	18,54	19,18	16,36
	18,20	16,29	18,68	18,76	16,39
	17,28	16,25	18,48	19,46	16,37
Média	17,88	16,48	18,30	19,02	16,40
SD	0,58	0,23	0,40	0,29	0,05

O maior valor médio de kerma no ar registrado para a tensão de 120 kV foi de

19,02±0,29 mGy na posição 12, sendo este valor 15,97% maior que o menor valor médio registrado, na posição central, de 16,40±0,05 mGy.

Os dados de kerma no ar no PMMA medidos com tensão de 90 kV para o Tomógrafo 3 são apresentados na tabela 4.1.7.

Tabela 4.1.7: Medidas de kerma no ar no PMMA no tomógrafo 3 para a tensão de 90 kV.

Posição	3	6	9	12	Central
	8,35	7,57	7,91	8,81	7,19
	8,30	7,63	7,92	8,93	7,20
Medidas	8,19	7,16	7,91	9,18	7,21
	7,78	7,27	7,94	8,95	7,19
	8,29	7,30	7,90	9,18	7,21
Média	8,18	7,38	7,91	9,01	7,20
SD	0,23	0,20	0,02	0,16	0,01

Considerando a tensão de 90 kV, o maior valor médio de kerma registrado foi de 9,01±0,16 mGy na posição 12, sendo 25,14% maior que o menor valor médio registrado na posição central de 7,20±0,01 mGy.

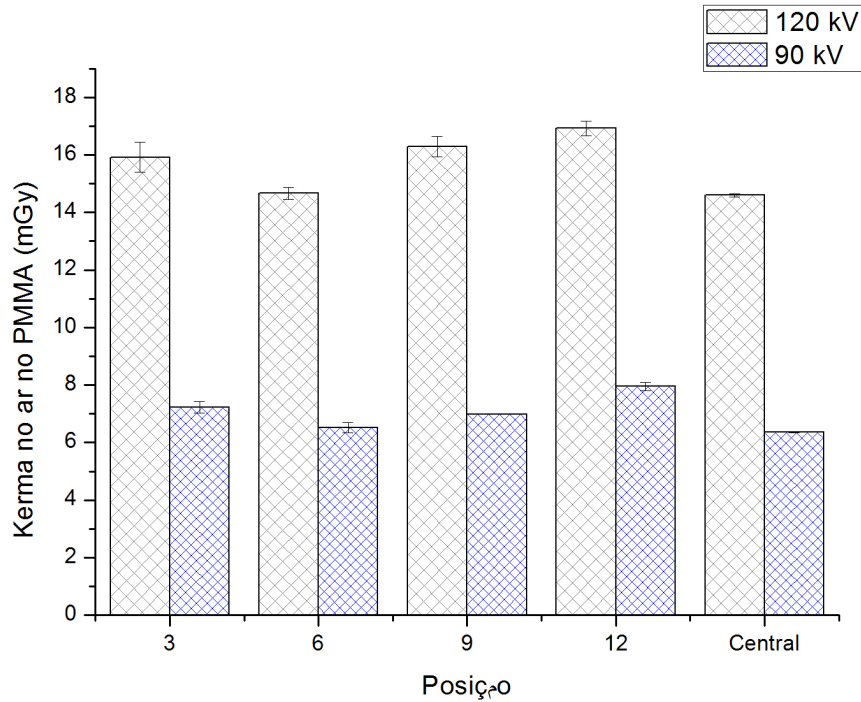
Observando as medidas obtidas verifica-se que aquelas com a tensão de 90 kV são as menores para o tomógrafo 3, visto que os demais parâmetros utilizados foram os mesmos. A energia média do feixe de 90 kV é menor, promovendo uma menor deposição de dose. De modo inverso, a tensão de 120 kV promove as maiores deposições.

Considerando os valores médios registrados, os valores medidos na abertura central foram menores que aqueles registrados nas aberturas periféricas. A posição 12 foi menos influenciada pela incidência do feixe de baixo para cima e os registros nessa posição são maiores. Os valores registrados na posição 9 e 3 são relativamente parecidos, isso significa que o objeto simulador foi bem posicionado em relação à distância lateral do *gantry*.

Dentre os valores registrados para os níveis de tensão de alimentação de 90 e 120 kV para o tomógrafo 3, o maior valor médio registrado foi 19,02±0,29 mGy para a tensão de 120 kV na posição 12 sendo 164,16% maior que o menor valor médio registrado para a tensão de 90 kV de 7,20±0,01 mGy na posição central, como se pode observar através do gráfico de barras apresentado na Figura 4.1.3.

Os níveis de dose medidos em cada uma das aberturas pela câmara de ionização diferem para cada nível de tensão e de acordo com a tecnologia dos aparelhos. Considerando as tensão de alimentação de 120 kV para os três equipamentos, o maior valor registrado foi do tomógrafo 2 e o menor no tomógrafo 3. Para a tensão de 100kV, existente como opção nos tomógrafos 1 e 2, os maiores valores registrados ocorreram no tomógrafo 2.

Figura 4.1.3: Valores de kerma no ar no PMMA para tomógrafo 3



4.1.4 Cálculo de valores de $C_{k,PMMA,100,w}$, $C_{k,PMMA,100,vol}$ e $CTDI_{vol}$

Os cálculos de índice de kerma no ar ponderado $C_{k,PMMA,100,w}$, índice de kerma no ar volumétrico $C_{k,PMMA,100,vol}$ e índice de dose para TC volumétrico $CTDI_{vol}$ foram realizados tendo em conta as especificações de tensão, valor de *pitch* e coeficientes de atenuação de raios X no PMMA para as qualidades do feixe geradas pelas tensões de 80, 90, 100 e 120 kV.

A tabela 4.1.8 apresenta os valores de índice de kerma no ar ponderado para cada tomógrafo e cada valor de tensão.

Tabela 4.1.8: Valores de $C_{k,PMMA,100,w}$ para cada tomógrafo para diferentes valores de tensão.

Tomógrafo	Tensão (kV)	Cw (mGy)
1	80	6,07
	100	12,60
	120	21,86
2	100	13,73
	120	21,65
3	90	7,81
	120	17,41

Os valores de índice de kerma no ar volumétrico $C_{k,PMMA,100,vol}$ para cada tomógrafo

e cada nível de tensão foram obtidos para os *pitchs* de 0,984; 0,750 e 0,563 para os tomógrafo 1, 2 e 3, respectivamente, e são apresentados na tabela 4.1.9.

Tabela 4.1.9: Valores de $C_{k,PMMA,100,vol}$ para cada tomógrafo para diferentes valores de tensão

Tomógrafo	Tensão (kV)	Cvol (mGy)
1	80	6,17
	100	12,80
	120	22,21
2	100	16,47
	120	25,41
3	90	13,87
	120	30,92

Os índices de dose volumétrico para TC para cada nível de tensão foram obtidos para os fatores de conversão descritos na tabela 3.5.1 para os tomógrafos 1,2 e 3, respectivamente e são apresentados na tabela 4.1.10.

Tabela 4.1.10: Valores de $CTDI_{vol}$ para cada tomógrafo para diferentes valores de tensão.

Tomógrafo	Tensão (kV)	CTDIvol (mGy)
1	80	6,24
	100	13,25
	120	23,14
2	100	17,00
	120	26,47
3	90	14,23
	120	32,21

4.2 Resultados em filmes radiocrômicos

Os dados obtidos através da digitalização e processamento das tiras de filme radiocrômico irradiadas foram coletados realizando varreduras da região central do objeto simulador. Os tarugos de PMMA preenchidos com tiras de filme foram colocados em cada uma das aberturas do objeto simulador. Considerando os fatores de calibração para cada valor de energia foi feita a calibração dos filmes e convertidos os valores de intensidade em escala de cinzas, para dose em mGy com o objetivo de obter e analisar o perfil de dose depositada em cada uma das tiras de filme.

4.2.1 Leituras de intensidade

As tiras de filme foram digitalizadas e suas imagens devidamente processadas para obter o valor real de escala de cinza pelo escurecimento obtido mediante a exposição à radiação. As tabelas 4.2.1, 4.2.2 e 4.2.3 apresentam os valores, em escala de cinza, na região central, para cada posição observada, nos diferentes equipamentos, de acordo com o protocolo apresentado na tabela 3.4.2.

Tabela 4.2.1: Registros de intensidade para o Tomógrafo 1.

Posição	Tensão (kV)	Média (Esc. cinza)	SD
3	80	22,26	1,33
	100	52,05	0,41
	120	66,95	0,80
6	80	21,29	1,50
	100	52,99	0,56
	120	64,76	0,39
9	80	22,48	1,02
	100	53,50	0,52
	120	64,76	0,17
12	80	25,85	0,78
	100	55,61	0,42
	120	69,68	0,34
Central	80	19,34	1,15
	100	49,78	0,17
	120	64,02	0,62

Na tabela 4.2.1 se apresentam os valores médios de intensidade em escala de cinza para os três níveis de tensão de alimentação do tubo no tomógrafo 1 e para as cinco posições de registro. O maior valor encontrado foi de $69,68 \pm 0,34$ na posição 12 para uma tensão de 120 kV. O menor valor de escurecimento foi registrado na posição central de $19,34 \pm 1,15$ para a tensão de alimentação do tubo de 80 kV. O valor registrado na posição 12 foi maior para todas as tensões e na posição central foi o menor.

Os valores médios de escurecimento em escala de cinza dos filmes radiocrômicos no tomógrafo 2 são apresentados na tabela 4.2.2.

O maior valor de intensidade encontrado nos experimentos realizados com tiras de filme no tomógrafo 2 foi registrado na posição 3, para a tensão de alimentação do tubo de 120 kV e foi de $64,39 \pm 3,18$. O menor valor de escurecimento no mesmo equipamento foi registrado na posição central de $58,29 \pm 1,85$ para a tensão de alimentação de 100 kV.

Os valores médios de escurecimento dos filmes em escala de cinzas junto com seu desvio padrão são apresentados na tabela 4.2.3

Os registros de intensidade no tomógrafo 3 apresentam o maior valor de escureci-

Tabela 4.2.2: Registros de intensidade para o Tomógrafo 2.

Posição	Tensão (kV)	Média (Esc. cinza)	SD
3	100	61,21	2,93
	120	64,39	3,18
6	100	60,04	2,35
	120	62,40	3,01
9	100	58,33	2,47
	120	59,73	3,26
12	100	59,52	2,57
	120	62,15	3,24
Central	100	58,29	1,85
	120	60,76	2,76

Tabela 4.2.3: Registros de intensidade para o Tomógrafo 3.

Posição	Tensão (kV)	Media (Esc. cinza)	SD
3	90	46,32	1,55
	120	70,63	1,67
6	90	45,80	1,33
	120	69,97	1,81
9	90	47,28	1,62
	120	71,84	1,93
12	90	50,26	1,96
	120	74,05	1,89
Central	90	44,68	1,90
	120	69,92	2,08

mento de $74,05 \pm 1,89$ na posição 12 para a tensão de alimentação de 120 kV. O menor valor de escurecimento registrado foi de $44,68 \pm 1,90$ na posição central para a tensão de alimentação de 90 kV.

Nos resultados de escurecimento das tiras de filme irradiadas é possível verificar que neste tipo de detector os níveis de escurecimento são proporcionais à energia neles depositada.

4.3 Dose média absorvida pelas tiras de filme radiocrômico

Os valores medidos de kerma no ar no PMMA registrados foram corrigidos pelo coeficiente de atenuação para o feixe de raios X para cada valor de energia em TC, pelo valor do *pitch* para cada um dos aparelhos e pelo valor do Fator de Correção (FC) para cada tensão. Neste subitem são apresentados os valores médios de dose absorvida em varreduras multicorte (MSAD) registrados pelos filmes radiocrômicos.

4.3.1 Dose média absorvida pelas tiras de filmes radiocrômicos no tomógrafo 1

Os valores médios de dose absorvida obtidos através dos registros de intensidade nas tiras de filme radiocrômico para o tomógrafo 1, juntamente com os valores de desvio padrão (SD), para as tensões de alimentação do tubo de raios X de 80, 100 e 120kV são apresentados na tabela 4.3.1.

Tabela 4.3.1: Valores médios de dose absorvida no Tomógrafo 1.

Posição	Tensão (kV)	Dose Média Absorvida (mGy)	SD
3	80	7,72	0,46
	100	13,67	0,31
	120	20,38	0,58
6	80	6,36	0,45
	100	12,63	0,30
	120	19,23	0,51
9	80	7,56	0,34
	100	13,32	0,31
	120	19,93	0,47
12	80	9,13	0,28
	100	14,85	0,38
	120	22,57	0,41
Central	80	6,46	0,38
	100	11,65	0,46
	120	18,54	0,59

Considerando a tensão de alimentação do tubo de 80 kV, o menor valor de dose absorvida registrado foi de $6,36 \pm 0,45$ mGy na posição 6. Na posição 12, foi registrado o maior valor de dose absorvida para esta tensão de $9,13 \pm 0,28$ mGy, sendo maior 43,55% que o menor valor registrado.

O valor na região central foi maior que o valor registrado na posição 6, indicando que, para o feixe gerado com a tensão de 80 kV, a absorção realizada pela espessura de PMMA, igual ao raio do objeto simulador, tem menor implicação na composição da dose central do que a absorção do feixe pela mesa na composição da dose da posição 6.

Para a tensão de alimentação do tubo de 100 kV, o maior valor de dose registrado pelas tiras foi de $14,85 \pm 0,38$ mGy sendo 27,47% maior que o menor valor registrado na posição central de $11,65 \pm 0,46$ mGy. Para o feixe de 100 kV que é mais penetrante, a filtração da mesa promoveu menor influência que a espessura do PMMA.

O maior valor médio de dose encontrado para a tensão de alimentação do tubo de 120 kV foi de $22,57 \pm 0,41$ mGy na posição 12, sendo 21,74% maior que o menor valor médio encontrado na posição central de $18,54 \pm 0,59$ mGy. Os valores medidos nas posições

3 e 9 são próximos, o que significa que o objeto simulador foi posicionado adequadamente em relação ao isocentro do equipamento.

Considerando as tensões de alimentação de 80, 100 e 120 kV, a menor dose foi registrada na posição 6 para a tensão de 80 kV de $6,36 \pm 0,45$ mGy e a maior dose se determinou para a tensão de 120 kV na posição 12 com $22,57 \pm 0,41$ mGy. A diferença entre a maior e a menor dose registrada foi de 254,87%.

4.3.2 Dose média absorvida pelas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 2

Os valores médios de dose absorvida obtidos através dos registros de intensidade nas tiras de filme radiocrômico para o tomógrafo 2, juntamente com os valores de desvio padrão (SD), para as tensões de alimentação do tubo de raios X de 100 e 120 kV são apresentados na tabela 4.3.2.

Tabela 4.3.2: Valores médios de dose absorvida no Tomógrafo 2.

Posição	Tensão (kV)	Dose Média Absorvida (mGy)	SD
3	100	18,24	0,87
	120	30,76	1,52
6	100	17,02	0,67
	120	28,97	1,40
9	100	16,98	0,72
	120	29,00	1,58
12	100	18,01	0,78
	120	30,54	1,59
Central	100	16,83	0,53
	120	29,18	1,33

Considerando a tensão de alimentação do tubo de 100 kV, o menor valor médio de dose absorvida registrado foi de $16,83 \pm 0,53$ mGy na posição central. Na posição 3, foi registrado o maior valor de dose absorvida para esta tensão de $18,24 \pm 0,87$ mGy, sendo 11,94% maior que o menor valor registrado.

Comparando as doses nas posições 3 e 9, que deveriam ter valores próximos, verifica-se que a dose na posição 3 é 7,42% maior, indicando que o objeto simulador está deslocado para a direita em relação ao isocentro do *gantry*. Esta condição pode ter ocorrido por um posicionamento inexato do objeto ou em virtude do desalinhamento dos lasers de auxílio ao posicionamento.

Para a tensão de alimentação de 120 kV, o maior e menor valor de dose encontrados foram de $30,76 \pm 1,52$ e $28,97 \pm 1,40$ mGy, nas posições 3 e 6, respectivamente, sendo que o maior valor registrado está 0,62% acima do menor. As doses registradas com o feixe de 120 kV são todas muito próximas, sendo que a filtração promovida pelo acessório de apoio

de cabeça durante a propagação do feixe de baixo para cima influencia mais a composição de dose na posição 6 fazendo com que esta dose seja ligeiramente menor. Comparando as doses registradas nos pontos 3 e 9 verifica-se que neste caso também o objeto está ligeiramente deslocado para a direita em relação ao isocentro do gantry.

Considerando os valores de tensão de alimentação do tubo de 100 e 120 kV, o maior valor de dose média absorvida foi de $30,76 \pm 1,52$ mGy na posição 3, sendo 82,77% maior que o menor valor de dose média absorvida registrada na posição central de $16,83 \pm 0,53$ mGy para a tensão de alimentação do tubo de 100 kV.

4.3.3 Dose média absorvida pelas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 3

No tomógrafo 3, foram irradiados as tiras de filme com parâmetros de tensão de alimentação de 90 e 120 kV. Na tabela 4.3.3, são apresentados os valores médios de dose absorvida e desvio padrão (SD) para todas as medidas realizadas.

Tabela 4.3.3: Valores médios de dose absorvida no Tomógrafo 3.

Posição	Tensão (kV)	Dose Média Absorvida (mGy)	SD
3	90	12,48	0,42
	120	27,50	0,70
6	90	11,26	0,33
	120	25,34	0,61
9	90	12,07	0,41
	120	28,14	0,73
12	90	13,74	0,54
	120	29,24	0,77
Central	90	10,98	0,47
	120	25,22	0,73

As variações de dose absorvida no tomógrafo 3 para a tensão de alimentação de 90 kV foram de $13,74 \pm 0,54$ mGy na posição 12, sendo 25,14% maior que a menor dose registrada na posição central, de $10,98 \pm 0,47$ mGy.

Para a tensão de alimentação de 120 kV, o maior e menor valor de dose encontrados foram de $29,24 \pm 0,77$ e $25,22 \pm 0,73$ mGy, nas posições 12 e central, respectivamente. A dose absorvida registrada na posição 12 é 15,94% maior que a menor dose registrada para esta tensão de alimentação do tubo.

No tomógrafo 3, o maior valor de dose média absorvida foi registrada na posição 12 de $29,24 \pm 0,77$ mGy para a tensão de alimentação do tubo de 120 kV, sendo 166,30% maior que o menor valor registrado na posição central de $10,98 \pm 0,47$ mGy para a tensão de alimentação do tubo de 90 kV.

Os maiores valores médios de dose absorvida foram encontradas no tomógrafo 2, para a tensão de alimentação de 120 kV, e os menores valores foram para o tomógrafo 1 para a tensão de alimentação de 80 kV.

4.4 Perfil de dose depositada em filme radiocrômico

A adoção de filmes radiocrômicos para o estudo de dosimetria em TC permite obter informação de perfil longitudinal da dose que é depositada na varredura do objeto simulador em diferentes pontos de interesse. Os perfis longitudinais de dose permitem visualizar a variação da dose no sentido do comprimento da varredura. Foram obtidos perfis de dose para varreduras realizadas nos três tomógrafos estudados em diferentes valores de tensão.

4.4.1 Perfil de dose depositada nas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 1

A figura 4.4.1 apresenta os perfis de dose absorvida para o posicionamento das tiras nas cinco aberturas do objeto simulador. Com as tiras posicionadas, a região central do objeto simulador foi varrido por 10 cm por um feixe gerado com a tensão de alimentação de 80 kV, de acordo com o protocolo definido na tabela 3.4.2.

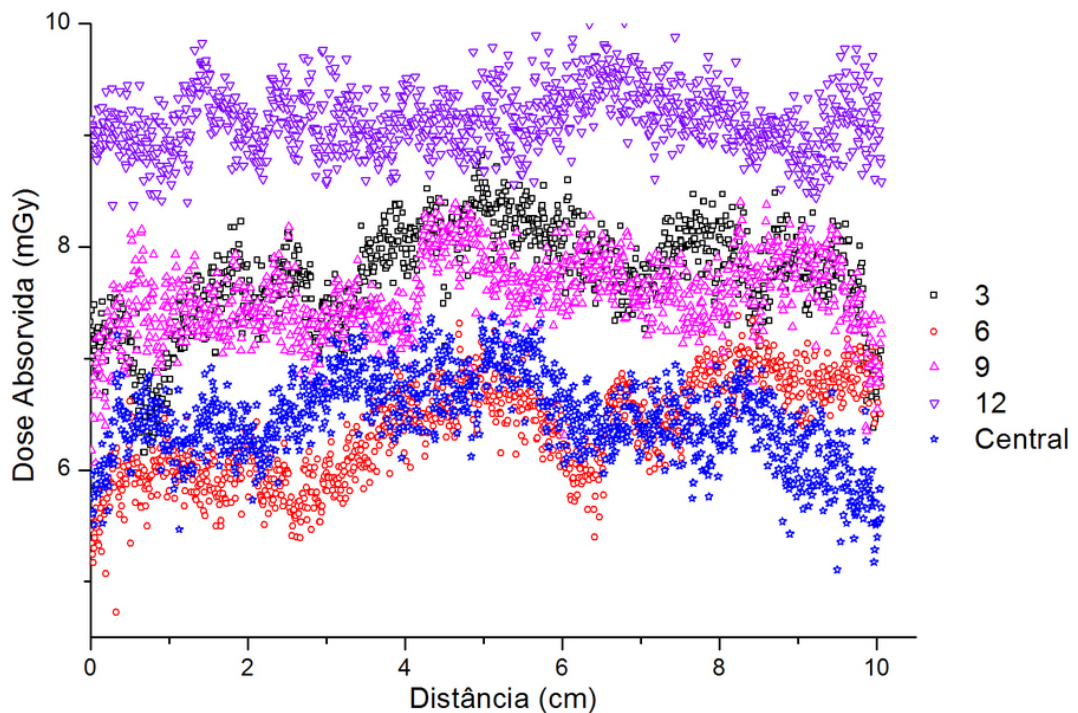
As curvas ilustram a variação longitudinal da dose ao longo de 10 cm e a diferença entre as cinco posições de registro. A tira que registrou a maior deposição de dose estava na posição 12, que apresentou uma dose média de $9,13 \pm 0,28$ mGy e o menor registro ocorreu na posição 6 de $6,36 \pm 0,45$ mGy, próximo do valor médio da posição central. Não houve grande variação no valor longitudinal da dose nas posições periféricas. O registro na fatia central apresenta um pequeno crescimento das extremidades para a região central.

Os resultados obtidos, utilizando as tiras de filme radiocrômico estão de acordo com aqueles encontrados com a câmara de ionização. A dose longitudinal absorvida pelas tiras de filme localizadas nas posições 3 e 9 são relativamente similares, indicando que o objeto simulador foi bem posicionado.

O perfil encontrado na posição 6 confirma a interação do feixe de raios X com a mesa do tomógrafo. Os valores encontrados nesta posição são menores em comparação às demais posições periféricas.

A figura 4.4.2 apresenta os perfis de dose absorvida para o posicionamento das tiras nas cinco aberturas do objeto simulador. Com as tiras posicionadas a região central do objeto simulador foi varrido por 10 cm por um feixe gerado com a tensão de alimentação de 100 kV de acordo com o protocolo definido na tabela 3.4.2.

Figura 4.4.1: Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 80 kV no tomógrafo 1.



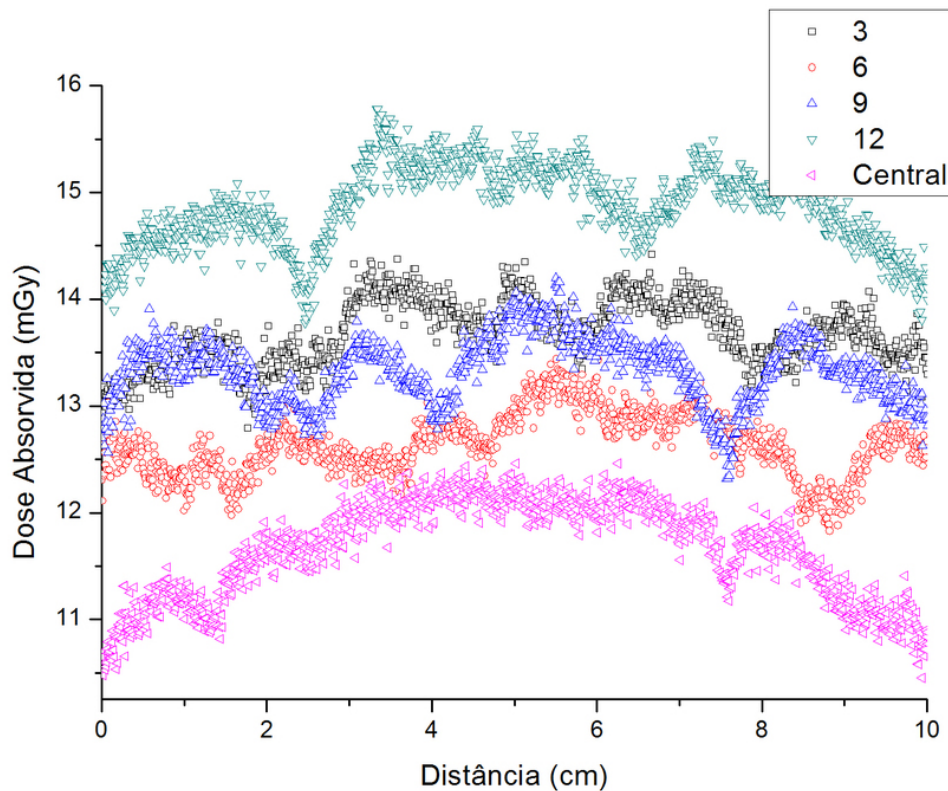
As posições 3 e 9 apresentam um perfil de dose absorvida em torno dos 13 mGy. É possível perceber o comportamento similar do perfil de dose nestas regiões. As posições 12 e central apresentam o maior e menor registro de perfil de dose respectivamente. O perfil registrado na posição central apresenta uma curva em arco indicando que os maiores valores de dose ocorrem no centro da curva. Isso se deve à contribuição da radiação espalhada pelas fatias anteriores e posteriores à fatia central.

Do mesmo modo, a radiação espalhada contribui para um aumento da dose na região central das posições periféricas. No entanto, outros fatores influenciam as variações dessa dose e pode ser observado claramente dois vales na curva registrada na posição 12, que são definidos pela espessura do feixe que é de 4 cm. Os mesmos vales podem ser observados nos demais registros periféricos defasados de 90° .

Os perfis de dose absorvida no tomógrafo 1 para o valor de tensão de alimentação de 120 kV, medidos nas cinco aberturas do objeto simulador, são apresentados na figura 4.4.3. Com as tiras posicionadas, a região central do objeto simulador foi varrido por 10 cm de acordo com o protocolo definido na tabela 3.4.2.

À semelhança do que ocorreu nos registros obtidos com as tensões de 80 e 100 kV, as posições que apresentam maior e menor registro de dose absorvida são a posição 12

Figura 4.4.2: Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 100 kV no tomógrafo 1.



e central, por volta dos 23 e 18 mGy, respectivamente. Neste gráfico pode ser verificado o comportamento em arco do registro na posição central e os vales gerados nos registros periféricos definidos pela espessura do feixe.

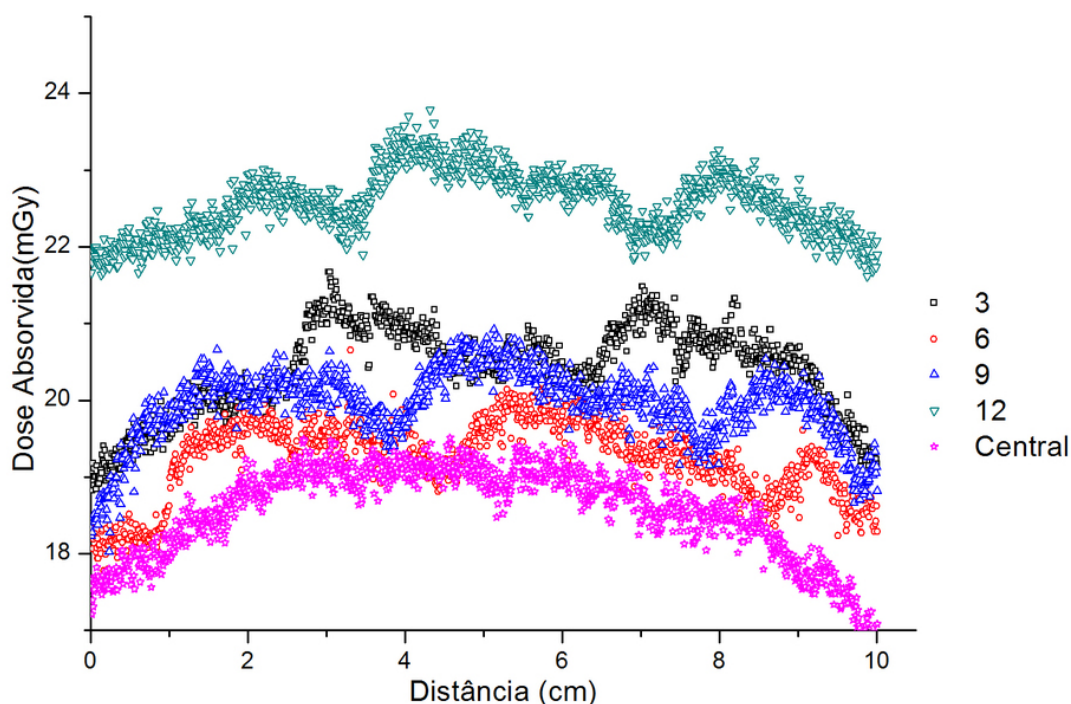
Os gráficos apresentam comportamentos similares de perfil de dose nas cinco regiões. Segundo os parâmetros de aquisição a tensão que deposita os menores valores de dose no objeto simulador é de 80 kV em relação a tensão de 120 kV que é utilizada na rotina dos exames de cabeça nos serviços de radiodiagnóstico.

4.4.2 Perfil de dose depositada nas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 2

Os perfis de dose absorvida para o tomógrafo 2 são apresentados nas figuras 4.4.4 e 4.4.5, para as tensões de 100 e 120 kV, respectivamente e de acordo com o protocolo definido na tabela 3.4.2.

Na figura 4.4.4 é possível observar que a distribuição de dose na posição 3 é maior que as demais, inclusive na região 9, demonstrando que o objeto simulador ficou deslocado para direita em relação ao isocentro do *gantry*, apesar do uso correto dos *lasers* auxiliares. As posições que registram uma maior absorção de dose foram 3 e 12. A posição central

Figura 4.4.3: Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 120 kV no tomógrafo 1.



apresenta os menores valores de dose em relação às aberturas periféricas.

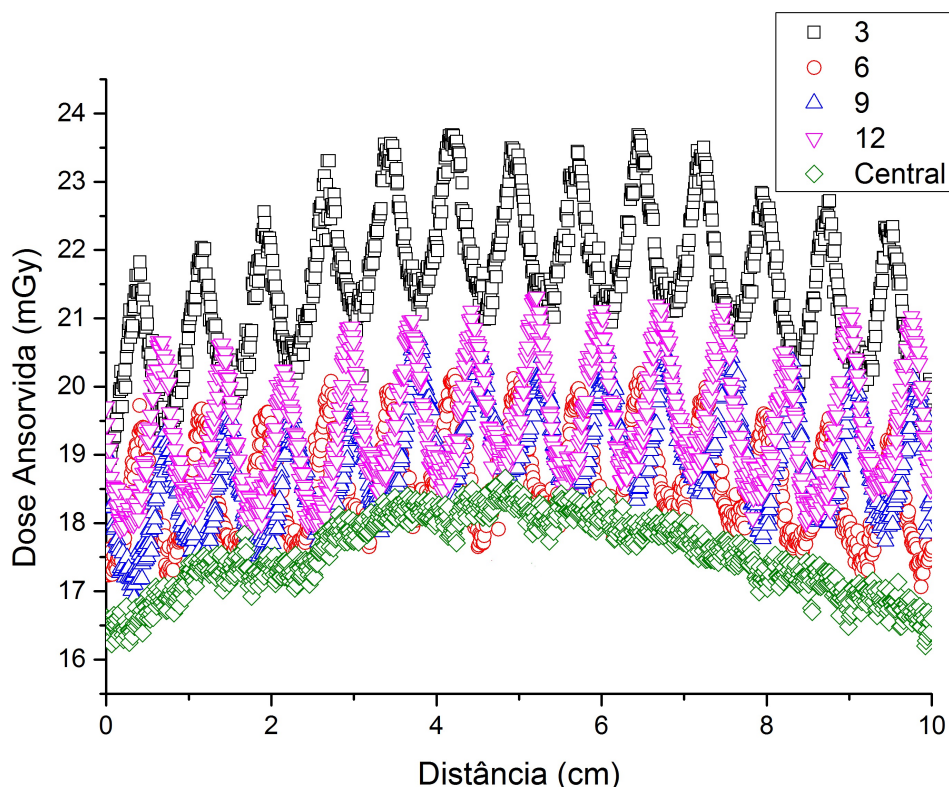
As curvas ilustram a variação longitudinal da dose ao longo de 10 cm. A tira que registrou a maior deposição de dose, na posição 3, apresentou valor médio de dose absorvida de $18,24 \pm 0,87$ mGy e o menor registro ocorreu na posição Central de $16,83 \pm 0,53$ mGy. O registro na posição central é uma curva que apresenta um pequeno crescimento das extremidades para a região central.

Deve ser observado nas curvas periféricas, o grande número de picos e vales, cerca de 14. Essa oscilação de deposição de dose é proveniente do *pitch* menor do que 1, que promove a reirradiação de algumas áreas do objeto simulador. Essa característica é observada em todas as posições periféricas, sendo que existe uma defasagem de 90° entre esses picos e vales devido à defasagem no posicionamento dos tarugos.

As curvas apresentadas no gráfico da figura 4.4.5, que utiliza a tensão de alimentação de 120 kV mostram um comportamento similar às curvas obtidas com a tensão de 100 kV para o tomógrafo 2. Porém o aumento na tensão de alimentação de 100 para 120 kV promove um incremento considerável na dose absorvida registrada pelas tiras de filme.

As curvas ilustram a variação longitudinal da dose ao longo de 10 cm e a diferença entre as cinco posições de registro. A tira que registrou a maior deposição de dose estava

Figura 4.4.4: Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 100 kV no tomógrafo 2



na posição 3, que apresentou uma dose média de $30,76 \pm 1,52$ mGy e o menor registro ocorreu na posição 9 de $29,00 \pm 1,58$ mGy. Houve variação no valor longitudinal da dose nas posições 3 e 9 em relação às outras posições periféricas. O registro na fatia central apresenta um crescimento das extremidades para a região central.

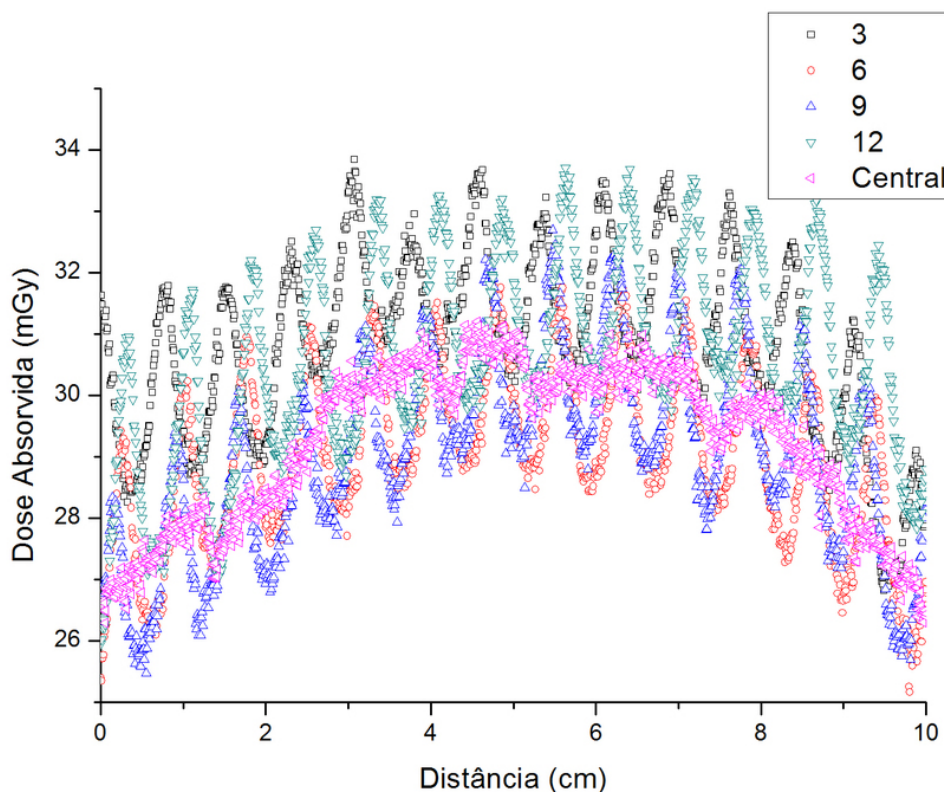
Deve ser observado nas curvas periféricas o grande número de picos e vales, cerca de 14, essa oscilação de deposição de dose é proveniente do pitch menor do que 1 que promove a reirradiação de algumas áreas do objeto simulador. Essa característica é observada em todas as posições periféricas, sendo que existe uma defasagem de 90° entre esses picos devido à defasagem no posicionamento dos tarugos.

4.4.3 Perfil de dose depositada nas tiras de filme radiocrômico no tomógrafo 3

No tomógrafo 3, os perfis de dose absorvida para tensões de 90 e 120 kV são apresentados nas figuras 4.4.6 e 4.4.7, respectivamente, de acordo com o protocolo definido na tabela 3.4.2.

As curvas do gráfico apresentadas na figura 4.4.6 foram realizadas com a tensão de alimentação de 90 kV e é possível observar que a tira de filme localizada na posição

Figura 4.4.5: Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 120 kV no tomógrafo 2.



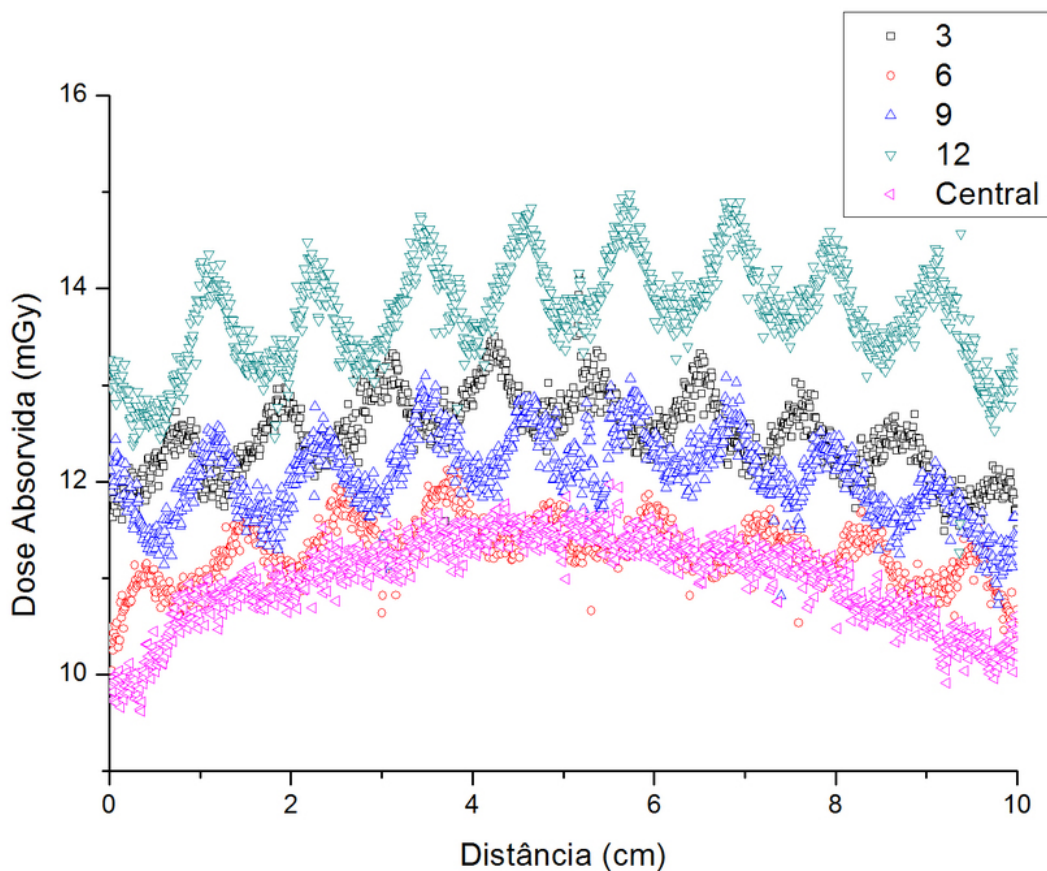
12 foi a que obteve uma maior absorção de dose em comparação às outras posições da periferia. As tiras localizadas nas posições 3 e 9 registraram uma absorção relativamente similar mostrando o correto posicionamento do objeto simulador. Os valores consignados nas posições 6 e central são menores.

As posições 3 e 9 apresentam um perfil de dose absorvida em torno dos 12 mGy. É possível perceber o comportamento similar do perfil de dose nestas regiões. As posições 12 e central apresentam o maior e menor registro perfil de dose, respectivamente. A região central apresenta uma curva em arco indicando que a maior dose ocorre na região central, isso se deve à contribuição da radiação espalhada pelas fatias anteriores e posteriores.

Do mesmo modo, a radiação espalhada contribui para um aumento da dose na região central das posições periféricas. No entanto, outros fatores influenciam as variações registradas por essas curvas. Deve ser observado nas curvas periféricas o grande número de picos e vales, cerca de 9, essa oscilação de deposição de dose é proveniente do *pitch* menor do que 1, que promove a reirradiação de algumas áreas do objeto simulador. Essa característica é observada em todas as posições periféricas, sendo que existe uma defasagem de 90° entre esses picos devido à diferença no posicionamento dos tarugos.

Na figura 4.4.7, se observa um comportamento similar para a tensão de alimentação

Figura 4.4.6: Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 90 kV no tomógrafo 3.



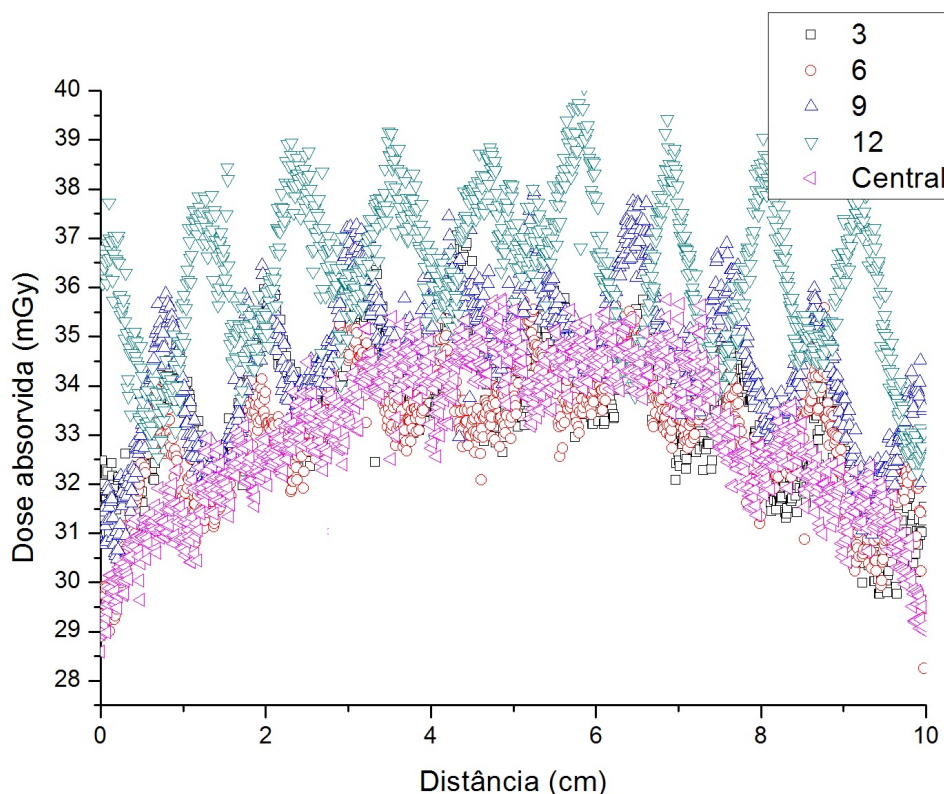
de 120 kV em relação à tensão de 90 kV para o tomógrafo 3. A tira localizada na posição 12 registra a maior absorção. As tiras localizadas nas posições 3 e 9 tiveram registros similares. As tiras localizadas nas posições 6 e central foram as que consignaram os perfis de dose absorvida menores em comparação das outras posições.

As posições 3 e 9 apresentam um perfil de dose absorvida em torno dos 34 mGy. É possível perceber o comportamento similar do perfil de dose nestas regiões. As posições 12 e central apresentam o maior e menor registro de perfil longitudinal de dose.

Deve ser observado nas curvas periféricas o grande número de picos e vales, cerca de 9. Essa oscilação de deposição de dose é proveniente do *pitch* menor do que 1, que promove a reirradiação de algumas áreas do objeto simulador. Essa característica é observada em todas as posições periféricas, sendo que existe uma defasagem de 90° entre esses picos devido à defasagem no posicionamento dos tarugos.

Os valores de dose absorvida registrados pelas tiras de filme são maiores para a tensão de 120 kV nos três tipos de aparelhos. Os menores valores de dose absorvida tendem a ser registrados no início e no final de cada curva, em virtude da maior contribuição da

Figura 4.4.7: Perfil longitudinal de dose absorvida com tensão de 120 kV no tomógrafo 3.



radiação espalhada na composição da dose da fatia central. No entanto, oscilações nos valores registrados podem promover o aparecimento de picos e vales, gerados principalmente pelo uso de valores de *pitch* menores do que 1. Outros fatores que podem gerar vales são o uso de feixe de maiores espessuras (mais largos) e oscilações na geração do feixe que podem ocorrer aleatoriamente e são inerentes ao processo em virtude do desgaste do tubo de raios X, por exemplo.

A fatia central do objeto simulador que coincide com a região central das tiras de filme apresenta os maiores registros de dose absorvida devido à presença de radiação espalhada. Também é possível observar que dos três equipamentos estudados, para a tensão de 120 kV, o tomógrafo 1 foi que depositou menores valores de dose nas tiras de filme radiocrômico. A tensão de 120 kV é a tensão utilizada nos protocolos de rotina para varreduras de cabeça nos serviços aos quais pertencem esses 3 tomógrafos.

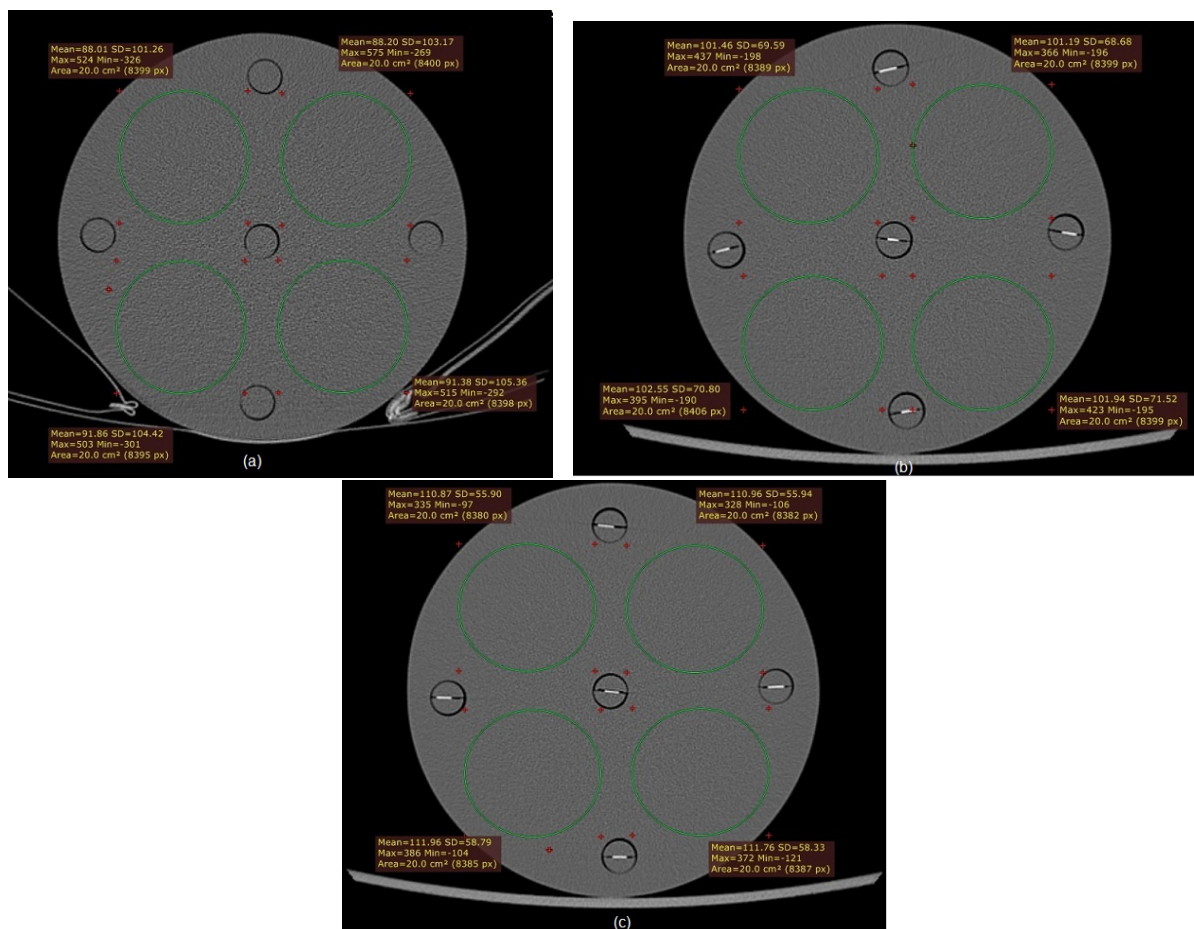
4.5 Análise de ruído nas imagens de TC

A análise de ruído das imagens de TC é de grande importância, pois os ruídos podem mascarar informações ou mesmo gerar informações inexistentes. A seguir, são apresentadas as análises de ruído das imagens da fatia central das varreduras do objeto

simulador para níveis de tensão de alimentação do tubo de 80, 90, 100 e 120 kV.

A figura 4.5.1 apresenta imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador, obtidas com as tensões de alimentação de 80, 100 e 120 kV no tomógrafo 1. Nessas imagens encontram-se demarcadas quatro regiões de interesse (ROI). O *software* fornece as informações de desvio padrão (SD) e valor médio da intensidade na escala Hounsfield para cada ROI escolhida. Estes dados foram utilizados para realizar o cálculo do ruído percentual.

Figura 4.5.1: Imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador obtidas no tomógrafo 1 para valores de tensão de alimentação do tubo de 80 kV (a), 100 kV (b) e 120 kV (c)



O ruído foi calculado representando o valor percentual do desvio padrão em relação ao valor médio da intensidade em HU. Para a obtenção do valor percentual do desvio padrão foi acrescido o valor de 1000 HU para cada valor médio de intensidade obtido em cada ROI. Isso deve ser feito porque o valor da medida observada inicia-se em menos mil HU, em virtude da escala Hounsfield iniciar-se em -1000 HU (valor do ar). Foi realizado o cálculo do ruído para cada uma das quatro ROI e os resultados estão dispostos na tabela 4.5.1 para as 3 tensões de alimentação (80, 100 e 120 kV) utilizadas no tomógrafo 1.

Os valores percentuais de ruído apresentados na Tabela 4.5.1, para o tomógrafo 1,

permitem observar que o objeto simulador apresenta o maior valor médio de ruído para a tensão de alimentação do tubo de 80 kV de $9,50 \pm 0,15\%$ e o menor valor médio encontrado foi de $5,16 \pm 0,15\%$ para a tensão de 120 kV. Concordando assim que para níveis menores de tensão, a porcentagem de ruído quântico registrada na imagem de TC é maior.

Para a melhora do ruído quântico a utilização de menores valores de tensão de alimentação deve ser acompanhada pelo aumento da carga (mA.s), frequentemente feito pela elevação da corrente (mA), visto que aumentar o tempo (s) significaria maior demora na aquisição dos dados.

Tabela 4.5.1: Porcentagem de ruído para as tensões de 80, 100 e 120 kV no tomógrafo 1.

Região	Ruído (%)		
	80 kV	100 kV	120 kV
1	9,31	6,32	5,03
2	9,48	6,24	5,04
3	9,56	6,08	5,29
4	9,65	6,49	5,30
Média	9,50	6,28	5,16
SD	0,15	0,17	0,15

A figura 4.5.2 apresenta as imagens de corte axial da fatia central com os valores das quatro ROIs selecionadas da imagem adquirida no tomógrafo 2 com tensão de alimentação de 120 kV. Na tabela 4.5.2 estão os valores de ruído, que foram praticamente iguais em todas as quatro ROIs. Comparando com o ruído encontrado para esta tensão de 120 kV no tomógrafo 1 o ruído do tomógrafo 2 foi 88,95% menor, promovendo a obtenção de uma imagem muito menos ruidosa.

Tabela 4.5.2: Ruído para a tensão de 120 kV no tomógrafo 2.

Região	Ruído (%)
1	0,57
2	0,58
3	0,57
4	0,57
Média	0,57
SD	0,00

A figura 4.5.3 apresenta as imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador adquiridas com o tomógrafo 3 utilizando as tensões de alimentação de 90 kV e 120 kV. Nas imagens encontram-se demarcadas as ROIs utilizadas para os cálculos de ruído.

Os valores percentuais de ruído apresentados na Tabela 4.5.3, para o tomógrafo 3, permitem observar que o objeto simulador apresenta o maior valor médio de ruído para a

Figura 4.5.2: Imagem de corte axial da fatia central do objeto simulador obtida no tomógrafo 2 para valor de tensão de alimentação do tubo de 120 kV.

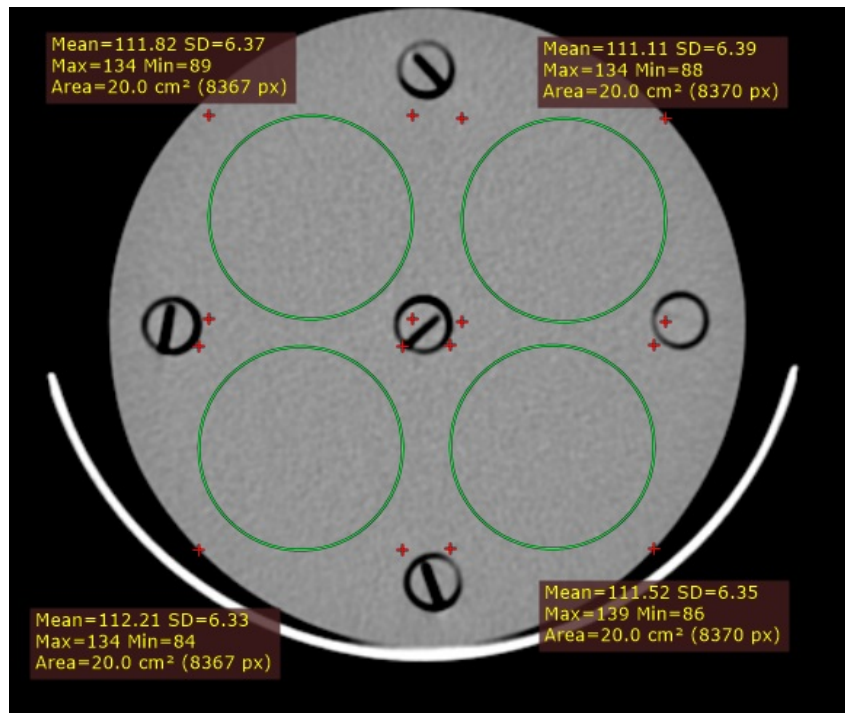
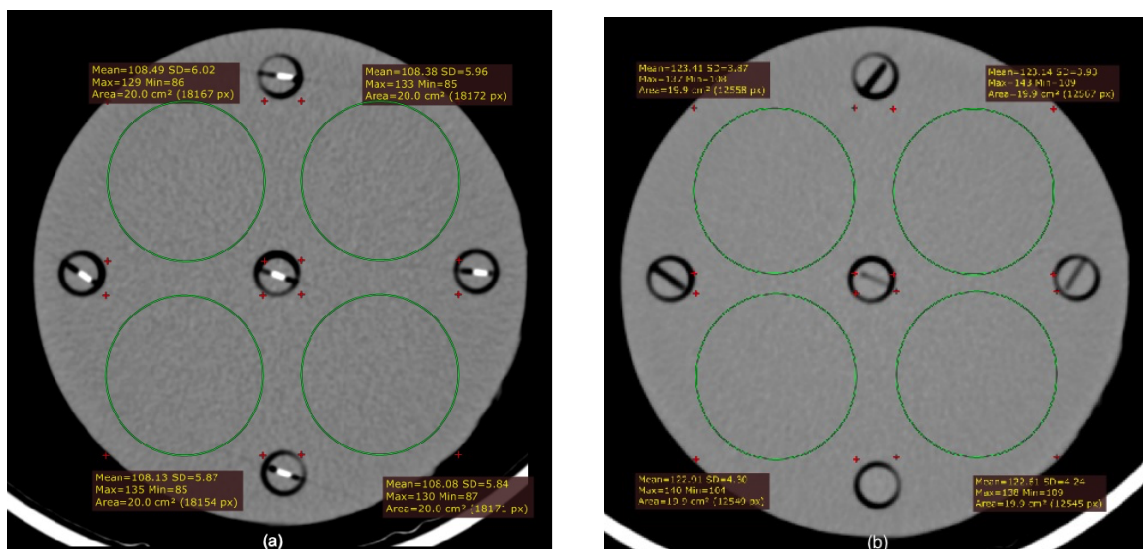


Figura 4.5.3: Imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador obtidas no tomógrafo 3 para valores de tensão de alimentação do tubo de 90 kV (a) e 120 kV (b)



tensão de alimentação do tubo de 90 kV de $0,53 \pm 0,01\%$ e o menor valor médio encontrado foi de $0,36 \pm 0,02\%$ para a tensão de 120 kV. Concordando assim que para níveis menores de tensão, a porcentagem de ruído quântico registrada na imagem de TC é maior. Para a melhora do ruído quântico a utilização de menores valores de tensão de alimentação deve ser acompanhada pelo aumento da carga (mA.s), frequentemente feito pelo aumento da corrente (mA).

Tabela 4.5.3: Porcentagem de ruído para as tensões de 90 e 100 kV no tomógrafo 3.

Região	Ruído (%)	
	90 kV	120 kV
1	0,54	0,34
2	0,53	0,35
3	0,53	0,38
4	0,53	0,38
Média	0,53	0,36
SD	0,01	0,02

4.6 Proposta de protocolo otimizado

Com o objetivo de corroborar a possibilidade de reduzir a dose nas varreduras de cabeça em paciente adulto, foram verificados protocolos de varredura usando valores otimizados de corrente (mA) no tomógrafo 1. Para isso, utilizou-se a ferramenta de controle automático de corrente, existente no tomógrafo para determinar a corrente ideal para as varreduras com valor de ruído fixado. Para esse fim, foi definido um *noise index* de 5,9 que é um padrão de referência do tomógrafo em que a imagem apresenta ruído próximo de 0,05%.

Na tabela 4.6.1 são apresentados os valores de tensão de alimentação do tubo (kV), corrente (mA), tempo (s), carga de alimentação do tubo (mA.s) e índice de dose volumétrico para TC para o protocolo de rotina do serviço de radiodiagnóstico e para o protocolo proposto de otimização.

Tabela 4.6.1: Protocolo de rotina e otimizado para varredura de cabeça

Protocolo	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Carga (mA.s)	CTDI vol (mGy)
Rotina	120	200	0,5	100	23,73
	120	200	0,8	160	37,97
Otimizado	100	300	0,8	240	32,71
	80	450	0,8	360	23,40

Como o protocolo de rotina estudado, com tensão de 120 kV, apresentou um ruído elevado, cerca de 5,16%, optou-se por otimizar esse protocolo também, visando a melhora da qualidade da imagem.

Ao comparar-se os resultados dos índices de dose obtidos pode-se verificar que a melhora na qualidade do protocolo de rotina com um aumento na carga de 60% promove um aumento na dose de 60%, uma correlação direta com a carga.

O uso da tensão de 100 kV com a compensação pela corrente foi realizado com um aumento de 50% em relação ao protocolo otimizado de 120 kV e promoveu uma redução

no índice de dose de 13,85%. O uso da tensão de 80 kV com a compensação pela corrente foi realizado com um aumento de 125% em relação ao protocolo otimizado de 120 kV e promoveu uma redução no índice de dose de 38,37%.

A otimização do protocolo para 80 kV demonstra que o valor do índice de dose volumétrico para TC é menor do que o valor de rotina, uma redução de 1,39%. No entanto, com uma imagem com menos ruído que possibilita melhor diagnóstico com uma menor dose em paciente.

5 Considerações finais

As irradiações da fatia central do objeto simulador realizadas nos três tomógrafos, permitiram observar uma maior deposição de dose utilizando parâmetros próprios do serviço de radiodiagnóstico, ou seja, os maiores valores de índice de dose encontrados foram para a tensão de alimentação do tubo de 120 kV independentemente da tecnologia do equipamento, visto que não houve compensação da redução de tensão pelo aumento da carga.

A utilização dos filmes radiocrômicos permitiu a observação de perfil longitudinal de dose absorvida em diferentes regiões do objeto simulador de cabeça. Ao se comparar os dados obtidos com a câmara de ionização tipo lápis com os valores registrados nas tiras de filme são próximos. Mostrando assim que os filmes radiocrômicos podem ser uma ferramenta confiável para estudos dosimétricos em TC.

Os filmes radiocrômicos possibilitaram o registro de maior quantidade de informação do que aquelas obtidas com o uso da câmara lápis e a aquisição dos dados com as tiras de filmes é feita de modo muito mais rápido, em uma única varredura do objeto simulador. No entanto, ou seu uso é único, para cada exposição realizada deve ser usado um novo conjunto de tiras.

Utilizando parâmetros alternativos aos usados na rotina do serviço de radiodiagnóstico, ou seja, valores de tensão de alimentação do tubo menores que 120 kV, foram encontradas reduções significativas nos valores de dose depositada no objeto simulador. No tomógrafo 1 as reduções dos índices de dose foram de 47,64% e 271,83% para o menor valor de tensão. Para o tomógrafo 2, a redução no índice de dose foi de 76,88%. E para o tomógrafo 3, se encontrou uma redução no índice de dose de 126,35%.

Apesar do aumento de ruído devido à redução do valor de tensão de alimentação, as imagens analisadas obtidas nos três equipamentos, utilizando valores de tensão de alimentação do tubo de 80, 90, 100 e 120 kV estiveram dentro das referências de ruído aceitáveis para diagnóstico.

Os resultados obtidos permitem concluir que os protocolos definidos para varredura de cabeça em paciente adulto são superdimensionados, mesmo que os equipamentos tenham o sistema de controle automático, pois as varreduras de cabeça não utilizam variação automática de corrente no protocolo, pelo fato do diâmetro do crânio não ser tão variável quanto o diâmetro do tórax, por exemplo. No entanto, os índices de dose encontrados estão dentro do limite máximo recomendado pela legislação brasileira, que é de 50 mGy para varreduras de cabeça.

A tecnologia de cada equipamento influencia na qualidade das imagens adquiridas. Isso fica evidente pelas diferenças significativas de valores de dose depositadas pelos três equipamentos. O equipamento que registrou maiores valores de índice de dose depositada no objeto simulador foi o tomógrafo 2.

Referências

- ACUÑA, D. C. Effect of tube voltage on radiation dose and image quality in paediatric msct. *Revista Chilena de Radiología*, Sociedad Chilena de Radiología, v. 22, n. 1, p. 20–26, 2016.
- AL-OKSHI, A. et al. Using gafchromic film to estimate the effective dose from dental cone beam ct and panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*, The British Institute of Radiology. 48–50 St John Street, London EC1M 4DG, UK, v. 42, n. 7, p. 20120343, 2013.
- ANDISCO, D.; BLANCO, S.; BUZZI, A. Dosimetría en tomografía computada. *Revista argentina de radiología*, Elsevier, v. 78, n. 3, p. 156–160, 2014.
- ANDRADE, M. E. A. Avaliação da qualidade de imagem e do índice volumétrico de kerma ar em tomografia computadorizada (cvol) em recife. Universidade Federal de Pernambuco, 2008.
- ARRÁNS, R. et al. Dosimetría con películas radiocrómicas. *Rev. Fis. Medica*, v. 10, p. 83–104, 2009.
- ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. [S.l.]: Wiley-VCH, 2004. 292 p.
- AUGUSTO, F. M. *Estudo da qualidade da imagem e índices de dose em tomografia computadorizada*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009.
- BEISTER, M.; KOLDITZ, D.; KALENDER, W. A. Iterative reconstruction methods in x-ray ct. *Physica medica*, Elsevier, v. 28, n. 2, p. 94–108, 2012.
- BOLUS, N. E. *NCRP Report 160 and What It Means for Medical Imaging and Nuclear Medicine*. [S.l.]: J Nucl Med Technol, 2013. 41:255–260 p.
- BONGARTZ, G. et al. *EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR COMPUTED TOMOGRAPHY. EUR 16262*. [S.l.]: European Commission, 1997. 2-3 p.
- CALZADO, A.; GELEIJNS, J. Tomografía computarizada. evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista de Física Médica*, v. 11, n. 3, 2010.
- CARRAL, M. Á. S. Desarrollo y caracterización de simuladores de tejidos biológicos para la calibración de equipos oct. 2015.
- DALMAZO, J. et al. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. *Radiologia Brasileira*, Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, v. 43, n. 4, p. 241–248, 2010.
- DEVIC, S.; TOMIC, N.; LEWIS, D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. *Physica Medica*, Elsevier, v. 32, n. 4, p. 541–556, 2016.
- DHAWAN, A. P. *Medical Image Analysis*. [S.l.]: IEEE, 2011. 88-93 p.

- DOUGHERTY, G. *Digital Image Processing for Medical Applications*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2009. 65 p.
- DUAN, X. et al. Ct scanner x-ray spectrum estimation from transmission measurements. *Medical physics*, American Association of Physicists in Medicine, v. 38, n. 2, p. 993–997, 2011.
- FILHO, P. R. d. F. *Reconstrução de imagens 3d*. Universidade Estadual Paulista (UNESP), 2006.
- GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial*, SciELO Brasil, v. 12, n. 2, p. 139–56, 2007.
- GIRALDO, J. C. R.; CLAVIJO, C. A.; MCCOLLUGH, C. H. Tomografía computarizada por rayos x: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2008.
- GOTANDA, R. et al. Energy response characteristics of radiochromic film at ct radiation quality. *Physica Medica*, Elsevier, v. 32, p. 293, 2016.
- JAN, J. *Medical image processing, reconstruction and restoration: concepts and methods*. [S.l.]: CRC Press, 2005.
- KNOLL, G. F. *Radiation Detection and Measurement*. [S.l.]: Wiley, 1989. 131:152 p.
- MACK, A. et al. High precision film dosimetry with gafchromic films for quality assurance especially when using small fields. *Med Phys*, v. 30, 2003.
- MAIA, A. Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada. Ph. D. Thesis—Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, 2005.
- MEDEIROS, J. Qualidade da imagem versus dose em tomografia computadorizada. Tese (Mestrado)—Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra, Coimbra., 2012.
- MENDOZA, Ó. J. E.; MELGAREJO, Y. H. M.; ARGUELLO, H. Computed tomography: acquisition process, technology and current state. *Tecnura*, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, v. 20, n. 47, p. 119–135, 2016.
- MIRANDA, J. A. d. *Desenvolvimento de uma metodologia para a calibração de instrumentos de medida utilizados no controle da qualidade em radiodiagnóstico intervencional*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2014.
- MOURÃO, A. P. *Tomografia Computadorizada: tecnologias e aplicações*. [S.l.]: Senac Rio de Janeiro, 2015. 65, 68, 72 p.
- National Institute of Standards and Technology. *www.nist.gov*, acesso 30 de Janeiro. 2015.
- PEREIRA, C. Tomografía axial computada. *XIII Seminario de Ingeniería Biomédica. Núcleo de Ingeniería Biomédica. Universidad de la República Oriental del Uruguay*, 2004.
- RADCAL, C. *ACCU-GOLD User Guide*. [S.l.], 2015.

TAUHATA, L. et al. Radioproteção e dosimetria. *CEP*, v. 22783, p. 127, 2003.

TAWFIK, G. et al. Characteristics of gafchromic xrqa2 films for kv image dose measurement. *Medical Physics*, v. 39, n. 2, 2012.

WAMBERSIE, A. *Radiation Quantities and Units, Dose to Patient, and Image Quality in Computed Tomography (CT)*. [S.l.]: European Commission, 2008. 18-19 p.

ZOETELIEF, J. et al. *PATIENT DOSIMETRY FOR X RAYS USED IN MEDICAL IMAGING. Report 74*. [S.l.]: ICRU, 2005. 18 p.

APÊNDICE A – Participação em eventos

- A. M. L. Gómez, A. P. Mourão. Dose profile study in head CT scans. 2ND INTERNATIONAL CONFERENCE ON DOSIMETRY AND ITS APPLICATIONS (ICDA-2) UNIVERSITY OF SURREY, GUILDFORD, UNITED KINGDOM, 3-8 JULY 2016.
- GOMEZ, A. M. L.; MOURÃO, A.P. Dose profile study in head CT scans using radiochromic films. XVI International Symposium on Solid State Dosimetry. Mesoamerican centre for Theoretical Physics Tuxtla Gutierrez, Chiapas Mexico 24-28 september 2016.
- Gomez A. M. L, Mourão A. P. VARIAÇÃO DO PERFIL DE DOSE EM VARREDURA DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE CABEÇA COM TENSÃO DE 80 kV. III SENCIR Semana de Engenharia Nuclear e Ciências das Radiações. Belo Horizonte, MG. 4-6 de outubro de 2016.