



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares

Guilherme Cavalcante de Albuquerque Souza

**AVALIAÇÃO DE PERFIS DE DOSE EM VARREDURAS DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Belo Horizonte
2023

Guilherme Cavalcante de Albuquerque Souza

**AVALIAÇÃO DE PERFIS DE DOSE EM VARREDURAS
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radiações

Orientador: Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourão

Belo Horizonte

2023

S729a

Souza, Guilherme Cavalcante de Albuquerque.

Avaliação de perfis de dose em varreduras de tomografia computadorizada [recurso eletrônico] / Guilherme Cavalcante de Albuquerque Souza. -2023..

1 recurso online (73 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

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

Inclui bibliografia.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radiação- Dosimetria - Teses. 3. Tomografia - Teses. 4. Métodos de simulação - Teses. I. Mourão Filho, Arnaldo Prata. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.039(043)



ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DO ALUNO GUILHERME CAVALCANTE DE ALBUQUERQUE

Realizou-se, no dia 20 de dezembro de 2023, às 13:00 horas, Bloco de Ligação da Escola de Engenharia, Seminário 1010, da Universidade Federal de Minas Gerais, a 450ª defesa de dissertação, intitulada *AVALIAÇÃO DE PERFIS DE DOSE EM VARREDURAS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA*, apresentada por GUILHERME CAVALCANTE DE ALBUQUERQUE SOUZA, número de registro 2021702523, graduado no curso de C.SUP.TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, à seguinte Comissão Examinadora: Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourao Filho - Orientador (Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG), Prof.ª Dra. Talita de Oliveira Santos (Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG), Prof.ª Dra. Priscila do Carmo Santana (Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG), Dra. Fernanda Stephanie Santos (Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG).

A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada () Reprovada

De acordo com o Art.67 do Regulamento do PCTN e Art.82 das NGPG da UFMG, o candidato somente obterá o Diploma de Mestre após apresentar ao Colegiado do PCTN a versão final da dissertação em conformidade com as indicações da Comissão Examinadora. Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.

Belo Horizonte, 20 de dezembro de 2023.


Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourão Filho - Orientador (Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG)


Prof.ª Dra. Talita de Oliveira Santos (Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG)


Prof.ª Dra. Priscila do Carmo Santana (Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG)


Dra. Fernanda Stephanie Santos (Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG)

Este trabalho é dedicado a Deus, aos meus familiares e amigos.

Agradecimentos

Agradeço a Deus por me proporcionar esse momento.

Agradeço ao Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourão por toda dedicação, paciência, transmissão de conhecimento e companheirismo. Tenho comigo um sentimento de gratidão em tê-lo como meu orientador.

Agradeço a minha família por todo incentivo e dedicação. Todos vocês foram essenciais para que este momento se concretizasse.

Agradeço a Universidade Federal de Minas Gerais, em especial, ao Departamento de Engenharia Nuclear (DEN) por possibilitar que esse projeto fosse desenvolvido.

Agradeço ao Centro de Tecnologia em Medicina Molecular (CTMM) da Faculdade de Medicina da UFMG e ao Hospital das Clínicas da UFMG pela colaboração.

Agradeço aos amigos do grupo de pesquisa, Dr. Caio Portela e Dra. Fernanda Stephanie, por toda contribuição, ensinamentos e companheirismo.

Agradeço a Emilly Shinkoda e ao Msc. Juan Carlos por todo companheirismo e amizade construídos durante este período.

Agradeço as amigas Bianca Viana e Msc. Ester Maria, por todo carinho, compreensão e apoio.

Agradeço aos amigos Diego Viana e Flávia Freire por serem cruciais para esta conquista.

Agradeço aos amigos do grupo GT por todo incentivo e carinho.

Agradeço a todos vocês que estiveram comigo e contribuíram para minha formação.

*“Caminhante, não há caminho, o caminho se faz ao caminhar”
(Antonio Machado)*

Resumo

A Tomografia Computadorizada (TC) é um dos métodos de diagnóstico por imagem que utiliza os feixes de raios X para formação da imagem. Os equipamentos de TC apresentaram grande evolução tecnológica e isso fez com que aumentasse a demanda de exames, tornando-o uma ferramenta importante no radiodiagnóstico. O aumento no número de exames de TC fez com que se aumentasse a dose média na população. Com o objetivo de obter referências de dose absorvida em exposições de pacientes, foram definidos os Índices de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI). Estes valores podem ser obtidos com o uso de objetos simuladores de cabeça e tórax e câmaras de ionização do tipo lápis. De maneira alternativa, filmes radiocrômicos e dosímetros termoluminescentes também podem ser utilizados. Neste trabalho, foram utilizados dois tomógrafos e dois objetos simuladores feitos de polimetilmetacrilato (PMMA), um simulador de cabeça padrão cilíndrico com 16cm de diâmetro e 15 cm de comprimento e um objeto simulador complementar cilíndrico com 16 cm de diâmetro e 7,5 cm de comprimento. Para obtenção dos perfis de dose absorvida foi utilizada uma câmara de ionização do tipo lápis e folhas circulares de filme radiocrômico. Os testes foram realizados para os quatro valores de tensão disponíveis em cada aparelho, sendo 80, 100, 120 e 135 kV para o primeiro tomógrafo e 80, 100, 120 e 140 kV para o segundo. Para a aquisição das curvas de variação de dose absorvida, foram realizadas varreduras helicoidais no conjunto simulador de cabeça carregado com folhas de filme radiocrômico. As folhas circulares de filme radiocrômico foram recortadas com 16 cm de diâmetro e posicionadas entre os dois objetos simuladores no isocentro do gantry. Foram geradas imagens digitais das folhas de filme radiocrômico, que permitiram obter as curvas de variação de dose. O perfil de variação da intensidade na escala de cinzas foi obtido para os eixos horizontal (X) e vertical (Y) da fatia central. A conversão da Intensidade em escala de cinzas para dose absorvida em miligrays foi realizada utilizando dois métodos diferentes, um Fator de Conversão (FC) e uma Curva de Calibração (CC) para cada valor de tensão. Os dois métodos foram adequados para a conversão. A partir das curvas, foram obtidos o $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ registrados no filme radiocrômico. Os valores de $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ das medidas realizadas com a câmara de ionização foram apresentados. Foram comparados os valores do $CTDI_{vol}$ obtidos com a câmara de ionização e o filme radiocrômico para os dois tomógrafos. Apesar do registro pontual das doses nas cinco regiões de medidas, os valores de $CTDI_{vol}$ obtidos com os filmes foram similares àqueles obtidos com a câmara, fazendo com que o filme possa ser utilizado para a obtenção de $CTDI_{vol}$. Esta metodologia de medição de dose absorvida pode ser aplicada a protocolos de aquisição de testes que visam a diminuição da dose em paciente.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada; Dosimetria; Objetos Simuladores; Filme Radiocrômico.

Abstract

Computed tomography (CT) scan is one of the imaging diagnostic methods that uses X-ray beams to form an image. Tomography equipment has shown great technological progress and this has increased the demand for CT exams, becoming an important tool in radiodiagnosis. The large increase in the number of CT scans led to an increase in the average dose in the population. With the aim of obtaining references of absorbed dose in patient exposures, the Computed Tomography Dose Index (CTDI) were defined. These values can be obtained using head and chest phantoms and a pencil ionization chamber. Alternatively, radiochromic films and thermoluminescent dosimeters can also be used. In this work, two tomographs and two phantoms made of polymethylmethacrylate were used: a standard head phantom, cylinder head measuring 16 cm in diameter and 15 cm long and a complementary cylindrical phantom measuring 16 cm in diameter and 7.5 cm long. To obtain the absorbed dose profiles, a pencil ionization chamber and circular radiochromic film sheets were used. The tests were carried out for the four voltage values available in each device, 80, 100, 120 and 135 kV for the first CT and 80, 100, 120 and 140 kV for the second. To acquire the absorbed dose variation curves, helical scans were performed on the set phantom loaded with sheets of radiochromic film, cut with 16 cm in diameter and positioned between the two cylinders at the isocenter of the gantry. Digital images of the radiochromic film sheets were generated, which allowed to obtain dose variation curves. The intensity variation profile on grayscale was obtained for the horizontal (X) and vertical (Y) axes of the central slice. The conversion of Intensity in grayscale to absorbed dose in milligrays was carried out using two different methods: a Conversion Factor (FC) and a Calibration Curve (CC) for each voltage value. Both methods were suitable for conversion grayscale in milligray. $CTDI_{100}$ and $CTDI_{vol}$ recorded on the radiochromic film were obtained from the curves. $CTDI_{100}$ and $CTDI_{vol}$ values of the measurements carried out with the ionization chamber were presented. The $CTDI_{vol}$ values obtained with the ionization chamber and the radiochromic film for the two CT devices were compared. Despite the punctual recording of doses in the five measurement openings, $CTDI_{vol}$ values obtained with the films were similar to those obtained with the camera, that is, the film can be used to obtain $CTDI_{vol}$. This absorbed dose measurement methodology can be applied in test acquisition protocols that aim to optimize protocols in head CT scans.

Keywords: Computed Tomography; Dosimetry; Human phantom; Radiochromic Film.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Ilustração do conjunto tubo-detector do equipamento de tomografia computadorizada de primeira geração.	21
Figura 2 – Ilustração do conjunto tubo-detector do equipamento de tomografia computadorizada de segunda geração.	22
Figura 3 – Ilustração do conjunto tubo-detector do equipamento de tomografia computadorizada de terceira geração.	23
Figura 4 – Ilustração do conjunto tubo-detector do equipamento de tomografia computadorizada de quarta geração.	24
Figura 5 – Ilustração do funcionamento do equipamento helicoidal.	25
Figura 6 – Ilustração funcionamento de um tomógrafo multicorte.	25
Figura 7 – Ilustração dos feixes de raios X com três colimações diferentes em três valores, 1 mm, 5 mm e 10 mm.	26
Figura 8 – Ilustração esquemática da definição do CTDI.	30
Figura 9 – Simulação da metodologia utilizada para obtenção do $CTDI_{100}$	31
Figura 10 – Gráfico da distribuição de dose na irradiação de múltiplas fatias com a marcação do valor de MSAD.	33
Figura 11 – Esquema básico do funcionamento de uma câmara de ionização.	34
Figura 12 – Objetos simuladores: (A) Simuladores antropomórficos e (B) Simuladores cilíndricos.	35
Figura 13 – Variação da cor com a exposição do filme radiocrômico EBT2.	36
Figura 14 – O objeto simulador de cabeça padrão, objeto simulador complementar e tarugos de preenchimento.	38
Figura 15 – Câmara de ionização do tipo lápis com adaptador.	39
Figura 16 – Folhas de filme radiocrômico, antes (a) e após (b) a irradiação.	40
Figura 17 – Imagem da fatia central do objeto simulador.	41
Figura 18 – Imagem de corte axial do simulador de cabeça.	41
Figura 19 – Conjunto de PMMA carregado com folha circular de filme radiocrômico.	43
Figura 20 – Volume de varredura do conjunto de PMMA.	43
Figura 21 – Imagens do filme radiocrômico: (a) antes e depois da varredura de TC e (b) canal vermelho.	44
Figura 22 – Curva de calibração e reta do fator de conversão.	47
Figura 23 – Curva de calibração para os feixes de 80 e 100 kV de T1.	49
Figura 24 – Curvas de calibração para os feixes de 120 e 135 kV de T1.	50
Figura 25 – Curvas de calibração para os feixes de 80 e 100 kV de T2.	51
Figura 26 – Curvas de calibração para os feixes de 120 e 140 kV de T2.	52
Figura 27 – Perfis de variação de dose para o feixe de 80 kV de T1.	53

Figura 28 – Perfis de variação de dose para o feixe de 100 kV de T1.	54
Figura 29 – Perfis de variação de dose para o feixe de 120 kV de T1.	55
Figura 30 – Perfis de variação de dose para o feixe de 135 kV de T1.	56
Figura 31 – Perfis de variação de dose para o feixe de 80 kV de T2.	58
Figura 32 – Perfis de variação de dose para o feixe de 100 kV de T2.	59
Figura 33 – Perfis de variação de dose para o feixe de 120 kV de T2.	60
Figura 34 – Perfis de variação de dose para o feixe de 140 kV de T2.	61

Lista de tabelas

Tabela 1 – Características dos tomógrafos.	37
Tabela 2 – Parâmetros das varreduras do conjunto simulador de PMMA.	45
Tabela 3 – Parâmetros da curva de calibração para os feixes de 80 e 100 kV de T1.	49
Tabela 4 – Parâmetros da curva de calibração para os feixes de 120 e 135 kV de T1.	50
Tabela 5 – Parâmetros da curva de calibração para os feixes de 80 e 100 kV de T2.	51
Tabela 6 – Parâmetros da curva de calibração para os feixes de 120 e 140 kV de T2.	52
Tabela 7 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 80 kV em T1.	64
Tabela 8 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 100 kV em T1.	64
Tabela 9 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 120 kV em T1.	65
Tabela 10 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 135 kV em T1.	65
Tabela 11 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 80 kV em T2.	66
Tabela 12 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 100 kV em T2.	66
Tabela 13 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 120 kV em T2.	67
Tabela 14 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 140 kV em T2.	67
Tabela 15 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para T1.	68
Tabela 16 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para T2.	69
Tabela 17 – Valores de $CTDI_{vol}$	70

Lista de abreviaturas e siglas

BG	<i>Background</i>
CC	Curva de Calibração
cGy	Centigray
cm	Centímetro
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
CTDI ₁₀₀	Índice de Dose Absorvida Pontual
CTDI _{vol}	Índice de Dose Volumétrica
CTDI _w	Índice de Dose Ponderada
Ck ₁₀₀	Kerma no PMMA
D	Dose Absorvida
DLP	Produto Dose Comprimento
dpi	<i>dots per inch</i>
EC	Escala de Cinzas
EMI	<i>Electric and Musical Industries Ltd</i>
FC	Fator de Correção
Gy	gray
K	kerma
kV	quilovolts
mA	miliamperes
mA.s	miliamperes vezes segundo
MDCT	<i>Multi Detector Computed Tomography</i>
mGy	miligray
mm	milímetro

MSAD	<i>Multislice Average Dose</i>
nm	nanômetro
NRD	Níveis de Referência de Diagnóstico
PMMA	Polimetilmetacrilato
s	segundo
SD	Desvio Padrão
TC	Tomografia Computadorizada
TLD	Dosímetro Termoluminescente

Sumário

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	Relevância do Trabalho	18
1.2	Objetivos	18
1.2.1	Objetivo Geral	18
1.2.2	Objetivos Específicos	18
1.3	Organização do Trabalho	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1	Tomografia Computadorizada	20
2.1.1	Geração de Equipamentos	20
2.1.2	Aparelhos Helicoidais	24
2.1.3	Aparelhos Multicorte	25
2.1.4	Parâmetros de Controle em Tomografia Computadorizada	26
2.1.4.1	Colimação do Feixe	26
2.1.4.2	Carga (mA.s)	26
2.1.4.3	Tensão (kV)	27
2.1.4.4	Tempo de Rotação do Tubo	27
2.1.4.5	Pitch	27
2.1.5	Dosimetria em Tomografia Computadorizada	28
2.2	Câmaras de Ionização	33
2.3	Objetos Simuladores	34
2.4	Filmes Radiocrômicos	35
3	MATERIAIS E MÉTODOS	37
3.1	Materiais	37
3.1.1	Aparelhos de Tomografia	37
3.1.2	Objeto Simulador de Cabeça Padrão	38
3.1.3	Objeto Simulador Complementar	38
3.1.4	Câmara de Ionização	39
3.1.5	Filme Radiocrômico	39
3.2	Métodos	40
3.2.1	Medições com a Câmara de Ionização	40
3.2.2	Registro de Dose Utilizando Filme Radiocrômico	42
3.3	Intensidade e Dose Absorvida	45
3.3.1	Fator de Conversão	46
3.3.2	Curvas de Calibração	46

4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	48
4.1	Curvas de Calibração dos Filmes Radiocrômicos	48
4.1.1	Curvas de Calibração dos Feixes de 80 e 100 kV de T1	48
4.1.2	Curvas de Calibração dos Feixes de 120 e 135 kV de T1	49
4.1.3	Curvas de Calibração dos Feixes de 80 e 100 kV de T2	50
4.1.4	Curvas de Calibração dos Feixes de 120 e 140 kV de T2	51
4.2	Perfis de Variação de Dose	52
4.2.1	Perfis de Variação de Dose do Tomógrafo T1	53
4.2.2	Perfis de Variação de Dose do Tomógrafo T2	57
4.2.3	Considerações Sobre os Perfis de Variação de Dose	62
4.3	Valores de $CTDI_{vol}$	63
4.3.1	Filme Radiocrômico	63
4.3.2	Câmara de Ionização	68
4.3.3	Comparação dos Valores de $CTDI_{vol}$	70
	REFERÊNCIAS	72

1 Introdução

A Tomografia Computadorizada (TC) é um dos métodos de diagnóstico por imagem, que de forma análoga a radiologia convencional utiliza os feixes de raios X como princípio físico para formação da imagem a partir da variação de atenuação de fótons X pelos tecidos. A TC surgiu em 1971 e desde então o avanço tecnológico dos equipamentos de tomografia associado aos avanços computacionais a partir da melhoria dos algoritmos, processamento dos dados e dos softwares de reconstrução, otimizaram a aquisição de imagens reduzindo o tempo dedicado aos exames e gerando melhorias na qualidade da imagem (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018). Consequente a essa evolução, a TC tornou-se uma ferramenta importante no radiodiagnóstico e muito frequente na prática clínica. A maior utilização dos equipamentos de tomografia acarretou um aumento na dose média na população (AAPM, 2011; GOO, 2012; IAEA, 2007).

A avaliação dos níveis de radiação é uma das etapas que podem contribuir para a redução da exposição dos pacientes e, a partir disso, com o objetivo de obter referências de dose em pacientes foram definidos os Índices de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI) (AAPM, 2008; TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007; GOTANDA *et al.*, 2007). Os valores de CTDI podem ser mensurados, de maneira padronizada, a partir da utilização de objetos simuladores cilíndricos, de cabeça ou tórax, feitos de polimetilmetacrilato (PMMA) e câmaras de ionização que permitem testar diferentes protocolos de aquisição de imagem e observar os valores de dose absorvida (IAEA, 2007; RADICAL, 2023; ABURJAILE, 2017).

De maneira alternativa, os valores de CTDI podem ser calculados utilizando filmes radiocrômicos e dosímetros termoluminescentes (ASHLAND, 2023; DEVIC, 2011; OLIVEIRA; MOURÃO; SILVA, 2013). O filme radiocrômico, modelo Gafchromic XR-QA2, projetado especificadamente para controle de qualidade e dosimetria em radiodiagnóstico, foi utilizado como detector entre o simulador de cabeça padrão e um objeto simulador complementar. O filme radiocrômico permite a realização de análises qualitativas antes e após processos de irradiação devido ao fato de sofrer mudanças de cor diretamente proporcional a deposição de radiação. Esta característica do filme possibilita observar as variações de intensidade registradas nos filmes, na escala de cinza (EC), e convertê-la em dose absorvida através de fatores de conversão (COSTA *et al.*, 2017; GOMEZ; MOURÃO, 2021; DEVIC; TOMIC; LEWIS, 2016). A utilização do filme radiocrômico permite a obtenção do perfil de variação de dose através dos eixos X e Y para cada uma das varreduras em ambos os equipamentos. Os dois modelos de medição de dose, a câmara de ionização e o filme radiocrômico, permitiram obter os Índices de Dose Volumétrica (CTDI_{vol}) pontuais.

1.1 Relevância do Trabalho

A tomografia computadorizada apresenta grande aplicação na clínica médica e no campo da pesquisa devido ao fato de ter apresentado melhorias significativas no decorrer dos anos, tais como avanços tecnológicos e computacionais (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018). O uso recorrente da tomografia computadorizada no radiodiagnóstico implica na maior deposição de dose na população o que faz ser necessário avaliar o índice de dose absorvida nos protocolos (AAPM, 2011; GOO, 2012). E a partir disso, com o objetivo de obter referências de dose em exposições de pacientes foram definidos os índices de dose em tomografia computadorizada (CTDI). Os valores de CTDI podem ser obtidos de maneira padrão utilizando objetos simuladores cilíndricos, de cabeça ou tórax, feitos de polimetilmetacrilato (PMMA) e câmaras de ionização (IAEA, 2007; RADICAL, 2023; ABURJAILE, 2017; OLIVEIRA, 2016).

Dosímetros termoluminescentes e filmes radiocrômicos podem ser utilizados como métodos alternativos para cálculo de dose absorvida (CTDI) (ASHLAND, 2023; DEVIC, 2011; OLIVEIRA; MOURÃO; SILVA, 2013). O uso do filme radiocrômico é mais prático do que o método padrão de medição de dose. A câmara de ionização do tipo lápis apresenta valor comercial maior se comparada ao filme radiocrômico. O método padrão propõe 25 medições enquanto o filme radiocrômico permite realizar uma varredura atingindo todos os 5 pontos de interesse para o cálculo do CTDI. O filme permite testar novos protocolos de exames contribuindo para redução dos níveis de radiação nos pacientes. Através do filme é possível calcular valores de dose pontuais, $CTDI_{vol}$, volumétricos, $CTDI_{vol}$, e estimar o perfil de dose quando estabelecidos eixos (X e Y).

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Avaliar o perfil de dose em varreduras de tomografia computadorizada.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Construir um objeto simulador complementar ao objeto simulador de cabeça adulto padrão, que permita o posicionamento de folha de filme radiocrômico para fazer o registro da variação da dose axial em varreduras de TC;
- Fazer irradiações da fatia central do objeto simulador de cabeça para o registro de dose absorvida nos cinco pontos de posicionamento utilizando uma câmara lápis;
- Fazer a varredura do objeto simulador carregado com a folha de filme radiocrômico para o registro da variação de dose axial na fatia central;

- Realizar os testes em dois aparelhos de TC nos quatro valores de tensão disponíveis em cada aparelho;
- Realizar os cálculos de $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ a partir das medidas realizadas com a câmara lápis e com os filmes radiocrômicos;
- Comparar os valores de dose absorvida obtidos com os dois métodos de medição de dose.

1.3 Organização do Trabalho

O desenvolvimento do trabalho está distribuído em 5 capítulos incluindo introdução e conclusão. No capítulo 2 é feita uma revisão sobre tomografia, a evolução dos equipamentos de TC, os parâmetros de controle, a dosimetria em TC, a câmara de ionização, os objetos simuladores de PMMA e filmes radiocrômicos.

O capítulo 3 apresenta os equipamentos de TC usados, os objetos simuladores de cabeça, o método de medição de dose absorvida utilizando câmara de ionização e filme radiocrômico e os protocolos do experimento.

Por fim, o capítulo 4 aborda as curvas de calibração, os perfis de variação de dose e valores de $CTDI_{vol}$.

2 Fundamentação Teórica

2.1 Tomografia Computadorizada

A tomografia computadorizada (TC) por raios X é amplamente utilizado nos setores de radiodiagnóstico e possui diversas aplicações clínicas em: cardiologia, oncologia, neurologia, traumatologia e pesquisas médicas. O primeiro equipamento de tomografia computadorizada foi desenvolvido por Godfrey Hounsfield no ano de 1971 através da empresa fonográfica EMI (*Electric and Musical Industries Ltd*) com o objetivo de realizar imagens do cérebro. Os equipamentos de tomografia permitem gerar imagens de estruturas internas do corpo de maneira não invasiva a partir da absorção de um feixe de raios X pelos tecidos, método semelhante ao que acontece na radiologia convencional (MOURÃO, 2018).

A formação da imagem tomográfica inicia-se a partir da varredura realizada na região de interesse no corpo do paciente, que por sua vez, irá absorver esta radiação de acordo com as características do tecido, como espessura e densidade. A radiação atenuada que atravessa o corpo do paciente será captada por um conjunto de detectores que gerarão sinais elétricos proporcionais à quantidade de fótons incidentes. Os sinais elétricos são digitalizados e amplificados para serem, posteriormente, tratados por algoritmos matemáticos capazes de realizar a reconstrução da imagem por um sistema computacional.

As imagens tomográficas, após a reconstrução, passam pela etapa de pós-processamento que permite gerar imagens de volume, subtrair estruturas a partir dos filtros, mudar contraste e utilizar filtros (MOURÃO; OLIVEIRA, 2009; ROMANS, 2018). Os equipamentos de tomografia computadorizada apresentaram evoluções tecnológicas significativas devido aos avanços computacionais, melhoria dos algoritmos, processamento dos dados e dos softwares de reconstrução, que otimizaram a aquisição de imagens reduzindo o tempo dedicado aos exames e gerando melhorias na qualidade da imagem (MOURÃO, 2018; BUSHONG, 2010; DANCE *et al.*, 2014).

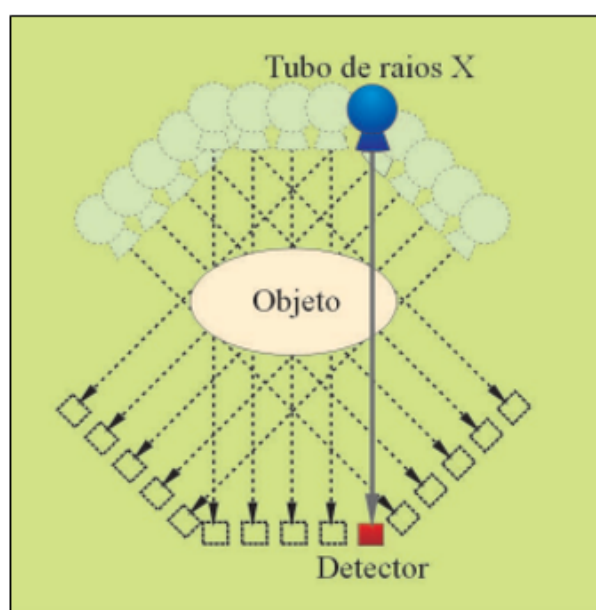
2.1.1 Geração de Equipamentos

Os equipamentos de tomografia apresentaram evoluções desde o seu surgimento em 1971 e essas evoluções permitem a classificação dos aparelhos em quatro gerações somado a evoluções dos equipamentos helicoidais e multicortes.

Aparelhos de Primeira Geração

Os tomógrafos de primeira geração eram formados por um conjunto que possui um tubo emissor de radiação, denominado do tipo *pencil beam*, e um único detector. Estes equipamentos foram caracterizados por possuírem um sistema de rotação de 1 grau para cada nova aquisição, demandando 180 posicionamentos do sistema tubo-detector para varrer 180 graus em torno do paciente. Além disso, tais modelos demandavam longos tempos de aquisição de dados, aproximadamente cinco minutos para a obtenção da imagem de um único plano de corte e varreduras de tórax e abdome não eram realizadas devido aos movimentos involuntários do corpo. As imagens adquiridas não possuíam boa qualidade devido à baixa quantidade de pixels da matriz, baixa qualidade dos programas de reconstrução e poucos recursos de compensação de artefatos. Na Fig.1 é apresentado um modelo esquemático dos equipamentos de primeira geração (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014).

Figura 1 – Ilustração do conjunto tubo-detector do equipamento de tomografia computadorizada de primeira geração.



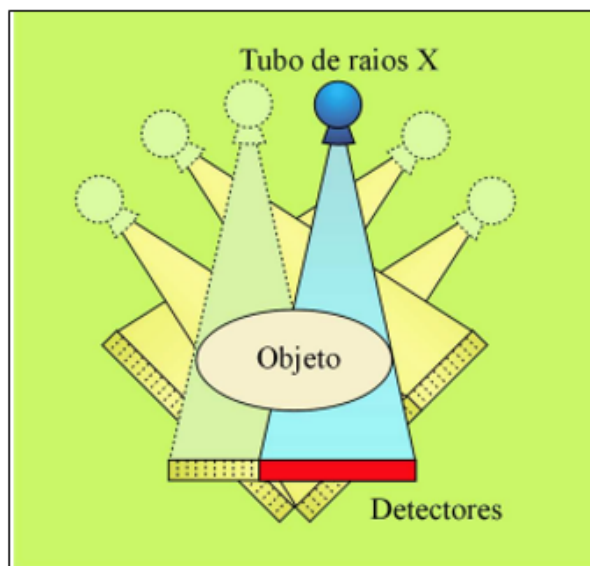
Fonte: (MOURÃO, 2018).

Aparelhos de Segunda Geração

Os tomógrafos de segunda geração eram formados por um conjunto que possui um tubo emissor de radiação, um feixe delgado em forma de leque, e um conjunto de 30 detectores alinhados em uma reta. Essa maior quantidade de detectores reduziu o tempo de aquisição de dados para ordem de 20 a 60 segundos, visto que o posicionamento do conjunto arco-detector, que na geração passada foi estipulado em 180, foi reduzido para 6 nesta geração. A imagem adquirida não apresentava boa qualidade e o tempo de processamento

de dados era longo, pois a mudança de formato do feixe de radiação em função ao maior número de detectores fez com que surgissem novos algoritmos de reconstrução. Na Fig.2 é apresentado um modelo esquemático dos equipamentos de segunda geração (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014).

Figura 2 – Ilustração do conjunto tubo-detector do equipamento de tomografia computadorizada de segunda geração.

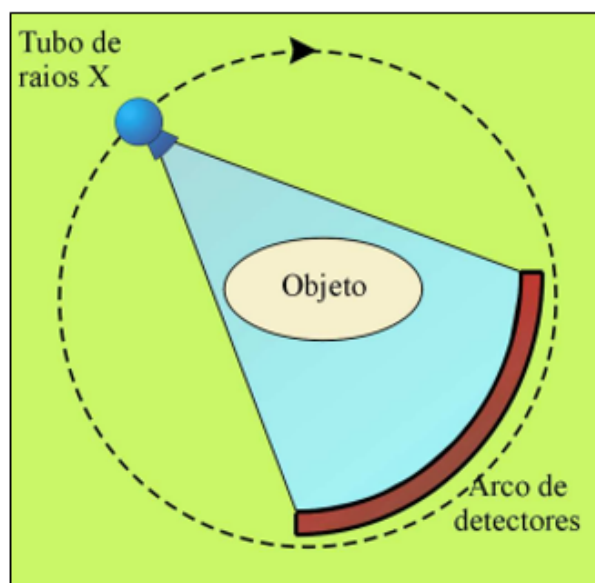


Fonte:(MOURÃO, 2018).

Aparelhos de Terceira Geração

Os tomógrafos de terceira geração passaram a utilizar um arco detector acoplado mecanicamente com o tubo de raios X, formando um conjunto único. Esse conjunto móvel girava 360 graus ao redor do paciente para fazer a coleta de dados de uma fatia. No entanto, para fazer a aquisição de dados de uma nova fatia, o conjunto deveria girar em sentido contrário por causa dos cabos de que partiam de um ponto fixo. As imagens adquiridas por estes equipamentos apresentavam boa qualidade e menor tempo de aquisição. Os equipamentos de tomografia utilizados no Brasil devem ser no mínimo de terceira geração. Na Fig. 3 é apresentado um modelo esquemático dos equipamentos de terceira geração (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014).

Figura 3 – Ilustração do conjunto tubo-detector do equipamento de tomografia computadorizada de terceira geração.

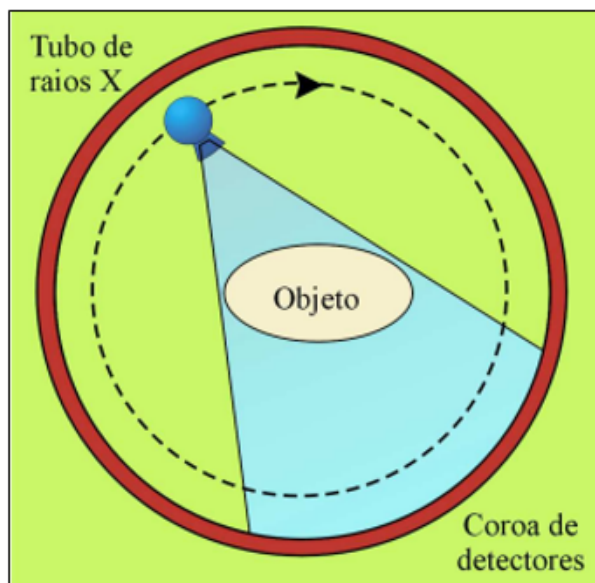


Fonte:(MOURÃO, 2018).

Aparelhos de Quarta Geração

Os tomógrafos de quarta geração apresentavam um conjunto de detectores fixos em forma de anel que cobre 360 graus e somente o tubo de raios X gira ao redor do paciente. Estes equipamentos apresentam menor tempo de aquisição de dados quando comparados aos equipamentos de terceira geração. No entanto, os equipamentos de quarta geração perderam espaço no mercado, pois surgiram equipamentos mais evoluídos e que apresentavam arquitetura de terceira geração. Na Fig. 4 é apresentado um modelo esquemático dos equipamentos de quarta geração (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014).

Figura 4 – Ilustração do conjunto tubo-detector do equipamento de tomografia computadorizada de quarta geração.

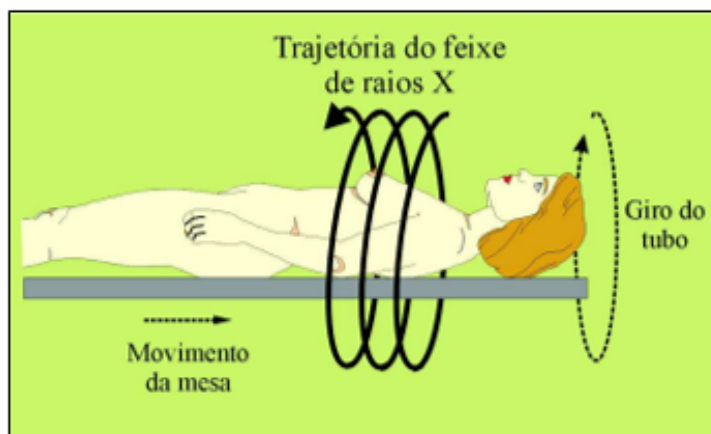


Fonte:(MOURÃO, 2018).

2.1.2 Aparelhos Helicoidais

Os aparelhos de TC helicoidais ou espirais apresentam conjuntos estruturais semelhantes aos equipamentos de terceira e quarta geração, mas a o processo de aquisição de dados ocorre de forma volumétrica e posteriormente ocorre a produção de cortes individuais. Os tomógrafos helicoidais possuem um tubo de raios X que se desloca em torno do paciente enquanto a mesa se desloca linearmente, descrevendo um comportamento helicoidal da incidência do feixe de raios-X sobre o paciente, enquanto a mesa movimenta-se longitudinalmente de forma contínua, diferentemente do sistema convencional em que a mesa se deslocava por etapas para definição do corte. Como a varredura helicoidal é contínua do início ao final do volume que se deseja observar, esses aparelhos apresentam tempos de varreduras menores. Essa maior velocidade de aquisição de dados facilita a aquisição de imagens de estruturas que possuem movimentos como na região de tórax e o abdome. Na Fig. 5 é apresentado um modelo esquemático dos equipamentos helicoidais e demonstra a trajetória do feixe de raios X (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014).

Figura 5 – Ilustração do funcionamento do equipamento helicoidal.

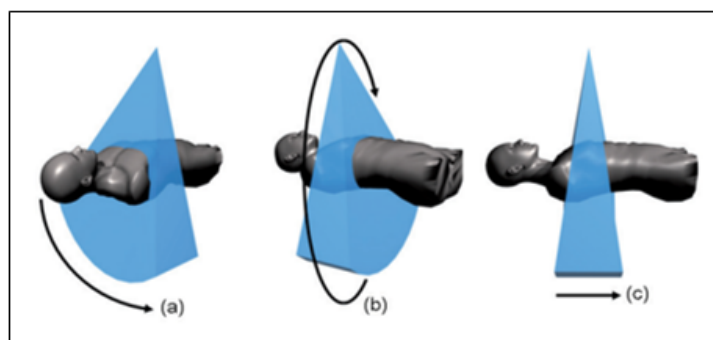


Fonte:(MOURÃO, 2018).

2.1.3 Aparelhos Multicorte

Os equipamentos multicortes apresentam um conjunto de tubo emissor de raios X de formato em leque e mais de uma fileira de detectores no arco de detecção possibilitando a aquisição de mais cortes durante o procedimento de aquisição de dados. Os equipamentos que possuem mais de uma fileira de detectores são nomeados como *Multi Detector Computed Tomography* (MDCT). A quantidade máxima de cortes obtidos depende diretamente da quantidade de fileiras de detectores disponíveis no equipamento. Estes equipamentos apresentam menor tempo de varredura devido a maior quantidade de fileiras de detectores. Na Fig. 6 é apresentado um modelo esquemático dos equipamentos multicortes (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014).

Figura 6 – Ilustração funcionamento de um tomógrafo multicorte.



Fonte: (TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007).

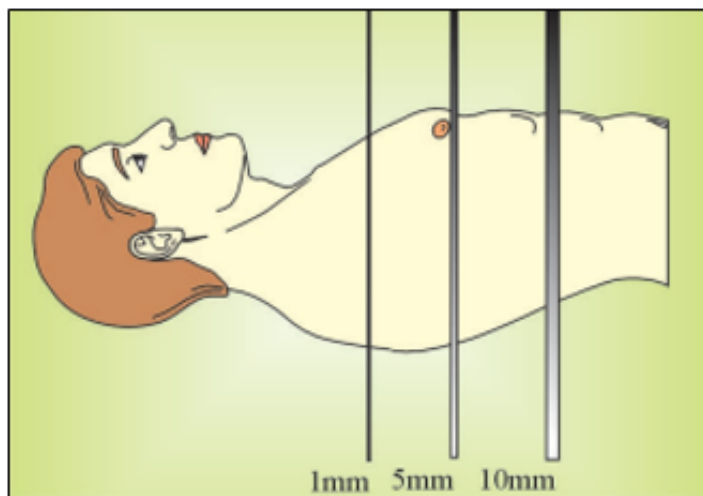
2.1.4 Parâmetros de Controle em Tomografia Computadorizada

A aquisição de imagens tomográficas e dosimetria dependem de vários fatores, sendo alguns reguláveis pelo operador e outros não, como o tamanho do paciente. A seguir serão abordados os parâmetros cabíveis de regulação pelo operador do equipamento.

2.1.4.1 Colimação do Feixe

A colimação do feixe de raios X é um dos primeiros fatores a serem definidos durante a programação da varredura, pois ela está diretamente associada com a espessura de corte que será irradiada. Os tomógrafos mais modernos permitem que as colimações variem de 0,5 mm a 10 mm. As colimações menores, isto é, menores espessuras de corte exigem mais cortes para completar a varredura e aumentam o tempo de exame. Existem protocolos que definem valores de espessura de corte a partir da estrutura que se deseja observar (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014). Na Fig. 7 é apresentado um esquema de colimação para três valores definidos.

Figura 7 – Ilustração dos feixes de raios X com três colimações diferentes em três valores, 1 mm, 5 mm e 10 mm.



Fonte:(MOURÃO, 2018).

2.1.4.2 Carga (mA.s)

O fator mA.s, ou carga, do tubo de raios X, é um parâmetro que associa a corrente (mA) de alimentação do tubo de raios X com o tempo (s), que representa a carga do sistema. Elevados valores de mA.s, condicionam maior número de fótons de raios X devido a maior quantidade de elétrons se chocando contra o anodo ou o aumento do tempo. Este aumento da radiação primária promove um aumento da radiação secundária, aumento do contraste na imagem e maior dose no paciente. Além disso, a variação dos valores de carga promovem variação no ruído da imagem, no aquecimento do tubo de raios X e no

seu desgaste (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014). Maiores valores de mA.s implicam na redução da vida útil do tubo de raios X.

2.1.4.3 Tensão (kV)

A alta tensão aplicada ao tubo de raios X é responsável pela aceleração do feixe de elétrons entre o catodo e o anodo, ambos localizados dentro do tubo. Maiores valores de kV implicam em elétrons com maiores velocidades para se chocarem com alvo, e assim, produzir feixes de raios X mais energéticos, e portanto, mais penetrantes. Altas tensões em quilo-volts promovem menor ruído na imagem, diminuem a resolução do contraste para tecidos moles, aumentam o aquecimento do tubo de raios X e aumentam a dose no paciente. Semelhante ao fator mA.s, o valor da alta tensão kV também é pré-estabelecido de acordo com o protocolo escolhido pelo operador do tomógrafo (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014).

2.1.4.4 Tempo de Rotação do Tubo

O tempo necessário para que o tubo dê uma volta completa de 360 graus em torno do paciente é definido como tempo de rotação do tubo. Aparelhos de TC convencionais possuem tempo de rotação de até quatro segundos enquanto equipamento helicoidal multicorte possuem tempo de rotação menor que 0,5 s. Tempos mais elevados de rotação de tubo condicionam a diminuição do calor no tubo de raios X e aumento no tempo de exame, que por sua vez, pode proporcionar o aparecimento de artefatos devido à movimentação do paciente. Tempo menores de rotação de tubo em equipamento helicoidal-multicorte demandam melhor estrutura mecânica giratória onde estão alocados o conjunto tubo-detector (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014).

2.1.4.5 Pitch

O pitch é caracterizado pela razão entre o deslocamento da mesa através do gantry em uma rotação completa de 360 graus e a espessura do feixe. O pitch é parâmetro adimensional e seu aumento, maior que 1, condiciona menor deposição de dose no paciente. Assim, o paciente será deslocado mais rapidamente através do gantry diminuindo o tempo de varredura. O pitch menor que um ocasiona reirradiação de tecidos do paciente, promovendo aumento da dose do paciente, devido ao deslocamento da mesa em uma volta completa do tubo em torno do paciente, ser menor que a espessura de corte. O pitch pode ser definido pela Eq. 2.1, onde d é a distância percorrida pela mesa em uma rotação do tubo de raios X de 360° e h é a espessura do feixe de raios X (MOURÃO, 2018; ROMANS, 2018; DANCE *et al.*, 2014; GOO, 2012).

$$pitch = \frac{d}{h} \quad (2.1)$$

2.1.5 Dosimetria em Tomografia Computadorizada

Os equipamentos de tomografia computadorizada possuem diversos motivos que os fizeram evoluir com tempo, como a melhora dos algoritmos e softwares de reconstrução, diminuição do tempo de aquisição de imagens, melhora do processamento dos dados, dentre outros. Com isso, os aparelhos de TC tornaram-se essenciais para o radiodiagnóstico e promoveram um aumento do número de exames (MOURÃO; OLIVEIRA, 2009; DANCE *et al.*, 2014).

No entanto, a dose depositada através da realização dos exames em TC não apresentou redução significativa no decorrer dos anos, mesmo havendo avanços computacionais e no sistema de detecção. O aumento de dose nos exames ocorre por vários fatores, como, por exemplo, a maior exposição do paciente à radiação para aquisição de imagens mais detalhadas. Outro fator de aumento de dose é a realização de varreduras maiores que o necessário com o objetivo de visualizar a estrutura completa e garantir que não houve perda de informação sobre a área de interesse (MOURÃO; OLIVEIRA, 2009; DANCE *et al.*, 2014; TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007).

Além disso, a repetição de exames de maneira equivocada e a limitação dos protocolos pré-definidos pelo fabricante do equipamento possibilitam maior deposição de dose nos pacientes, pois não há necessariamente protocolos diferenciados para adultos, adultos obesos e pacientes pediátricos. Desta forma, pacientes com volumes corporais menores que o padrão recebem doses maiores que aquelas necessárias para a geração da imagem diagnóstica (MOURÃO; OLIVEIRA, 2009; TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007). Os protocolos pré-definidos pelo fabricante do equipamento podem ser alterados, mas essa modificação exige conhecimento por parte do operador.

A maioria dos serviços apresenta protocolos diferenciados para criança, mas poucos serviços têm diferenças entre os protocolos de adultos e quando têm, existe um protocolo diferenciado para o adulto obeso. As mulheres jovens e os adolescentes acabam sendo mais os prejudicados, pois não existe a prática de protocolos especiais para adolescentes que apresentam características diferenciadas no sistema músculo esquelético (FERNANDES, 2018; GOMEZ, 2017; SANTOS, 2023).

Para se pensar em otimização de protocolos em TC, necessita-se de métodos para se conhecer as doses absorvidas em cada exame, de modo a serem utilizados protocolos de aquisição que gerem doses menores em pacientes. As principais grandezas dosimétricas utilizadas em TC são as medidas de Kerma para a obtenção das doses absorvidas e os índices de dose em TC (CTDI) (MOURÃO; OLIVEIRA, 2009).

Kerma (K)

Kerma é o acrônimo para *Kinetic Energy Released per Unit of Mass* e pode ser definido como a energia cinética transferida para o meio por unidade de massa. O Kerma pode ser calculado a partir da Equação 2.2, sendo que E_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas em um material de massa m . A unidade referenciada é gray (Gy) (PERNICKA; MCLEAN, 2007; DANCE *et al.*, 2014).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.2)$$

A grandeza Kerma e Kerma ponderado ($Kerma_w$) pode ser utilizada em conjunto com objetos simuladores para obtenção de valores de dosimetria em TC. O Kerma pode ser medido livre no ar para uma única rotação do tubo de raios X do tomógrafo, é o quociente da integral do kerma no ar ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação para um comprimento de 100 mm e a espessura nominal do corte (PERNICKA; MCLEAN, 2007).

O $Kerma_w$ é a combinação dos valores obtidos em medidas realizadas utilizando um objeto simulador de polimetilmetacrilato (PMMA), tendo como referência cinco posições de medida. Assim, são combinados os valores obtidos no centro do objeto simulador com os valores dos quatro pontos periféricos do simulador. Além disso, o $Kerma_w$ quando utilizado em combinação com os parâmetros da varredura permite calcular o índice de Kerma volumétrico ($Kerma_{vol}$) (OLIVEIRA; MOURÃO; SILVA, 2013).

O Kerma é caracterizado pelo quociente entre dQ que corresponde ao valor da carga elétrica total dos íons de um único sinal produzido pelas interações dos fótons incidentes no volume de ar de massa dm . A unidade utilizada para kerma no ar é dado em $C.kg^{-1}$ (PERNICKA; MCLEAN, 2007; DANCE *et al.*, 2014). A dose absorvida pode ser expressa através da equação 2.3.

$$X = \frac{dQ}{dm} ar \quad (2.3)$$

Dose Absorvida (D)

É uma grandeza dosimétrica fundamental expressa pelo quociente entre dE que corresponde a energia média depositada pela radiação em um volume elementar de matéria de massa dm . A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma ($J.kg^{-1}$), denominada Gray (Gy). A dose absorvida pode ser expressa através da equação 2.4 (PERNICKA; MCLEAN, 2007; DANCE *et al.*, 2014).

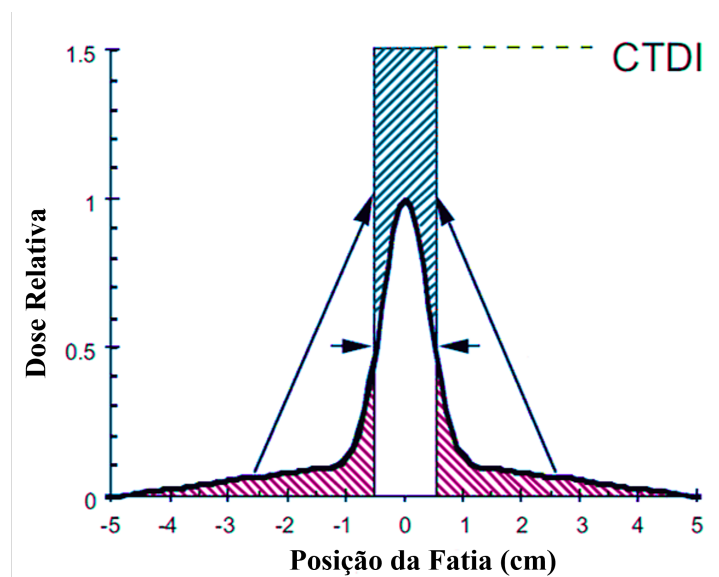
$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.4)$$

Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI)

Computed Tomography Dose Index (CTDI) é o conceito primário para medição de dose em TC. Ela representa a dose média absorvida, ao longo do eixo z em uma varredura. O CTDI pode ser expresso a partir da Eq. 2.5, onde $D(z)$ representa o perfil de dose de radiação ao longo do eixo z, N representa o número de seções tomográficas em uma única varredura axial e T, representa a largura da seção tomográfica ao longo do eixo z representada por um canal de dados. O CTDI é sempre mensurado no modo de varredura axial para uma única rotação da fonte de raios X e, teoricamente, estima a dose média dentro da região central de um volume de varredura que consiste em múltiplas varreduras de TC contíguas (AAPM, 2008; AAPM, 2011; MORIN; GERBER; MCCOLLOUGH, 2003; DANCE *et al.*, 2014; TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007; SANTOS, 2023). Na Fig. 8 é apresentado um esquema de representação do CTDI.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2.5)$$

Figura 8 – Ilustração esquemática da definição do CTDI.



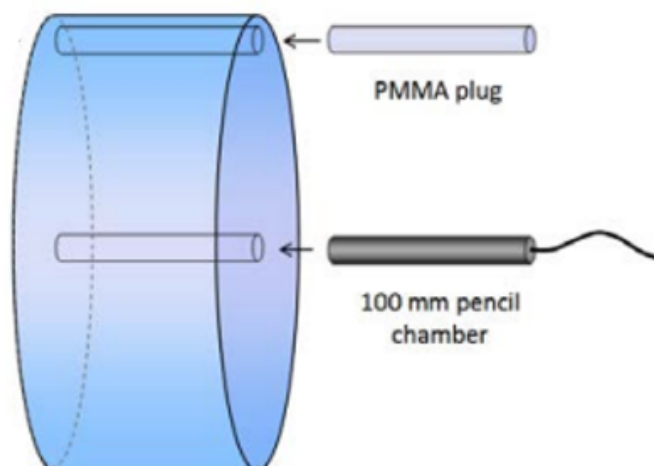
Fonte: Adaptado de (TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007).

CTDI₁₀₀

O CTDI₁₀₀ representa a dose acumulada de varredura múltipla no centro de uma varredura de 100 mm. O CTDI₁₀₀ requer a integração do perfil de dose de radiação em uma única varredura axial sobre limites de integração específicos e deve ser obtido a utilizando uma câmara de ionização que integra a exposição à radiação de uma única varredura axial em um comprimento de 100 mm. Os eventos de ionização que ocorrem na câmara

produzem uma corrente proporcional ao número de eventos de ionização. Na Fig. 9 é apresentado um modelo esquemático do simulador e câmara de ionização do tipo lápis utilizados na obtenção do $CTDI_{100}$. (AAPM, 2011; TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007; FERNANDES, 2018).

Figura 9 – Simulação da metodologia utilizada para obtenção do $CTDI_{100}$.



Fonte: Adaptado de (AAPM, 2011).

Índice de Dose Ponderado $CTDI_w$

O índice de dose em TC ponderado ($CTDI_w$) é obtido pela média ponderada das medições de $CTDI_{100}$, isto é, utilizando a câmara de ionização e o objeto simulador padrão em TC, no centro e nas localizações periféricas do simulador. A obtenção do $CTDI_w$ é obtida de acordo com a Eq. 2.6, onde $CTDI_c$ representa $CTDI_{100}$ medido na posição central do simulador e $CTDI_p$ representa o valor médio dos $CTDI_{100}$ medidos nas posições periféricas do objeto simulador (AAPM, 2011; TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007; AAPM, 2008; GOO, 2012).

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (2.6)$$

Índice de Dose Volumétrico $CTDI_{vol}$

O índice de dose em TC volumétrico calcula a dose média de radiação nas direções x, y e z. Ele foi desenvolvido para fornecer um método padronizado para comparar os níveis de saída de radiação entre diferentes tomógrafos usando um simulador de referência (AAPM, 2011). O $CTDI_{vol}$ fornece um único parâmetro de dose de TC, baseado em uma quantidade medida direta e facilmente, que representa a dose média dentro do volume de varredura para um simulador padronizado. A unidade utilizada no sistema internacional é

gray (Gy). O $CTDI_{vol}$ é um indicador útil da dose para um simulador padronizado para um protocolo de exame específico, porque leva em consideração informações específicas do protocolo, como pitch (AAPM, 2008; AAPM, 2011; TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007; GOO, 2012; ABURJAILE, 2021; ABURJAILE, 2017). O $CTDI_{vol}$ pode ser calculado conforme a Eq. 2.7, onde $CTDI_w$ representa o CTDI ponderado e o pitch representa razão entre o deslocamento da mesa através do gantry em uma rotação completa de 360° e a espessura do feixe.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (2.7)$$

Dose Média em Múltiplos Cortes (MSAD)

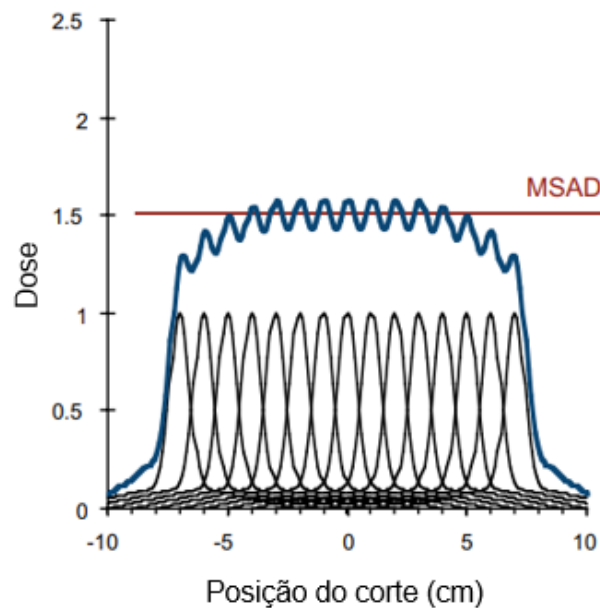
A dose média em múltiplos cortes (*Multiple Scan Average Dose* - MSAD) corresponde à dose absorvida média na região central de varredura um estudo de TC que consiste em múltiplas cortes sucessivos. O MSAD descreve corretamente a dose média do paciente apenas se o protocolo de varredura fizer a irradiação de múltiplos cortes. A unidade no sistema internacional utilizada é o gray (Gy) (TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007; OLIVEIRA; MOURÃO; SILVA, 2013). O MSAD também tem sido utilizado como referência dosimétrica em equipamentos de TC no Brasil por estar intimamente relacionada com o $Kerma_{vol}$. Além disso, o MSAD possui correlação direta aos níveis de referência diagnóstica (NRD) estabelecidos pela Resolução da Diretoria Colegiada 611 de 2022 (OLIVEIRA; MOURÃO; SILVA, 2013).

O MSAD pode ser obtido a partir da Eq. 2.8, onde $CTDI_{vol}$ representa o CTDI volumétrico e o pitch é caracterizado pela razão entre o deslocamento da mesa através do gantry em uma rotação completa de 360 graus e a espessura do feixe. Em varreduras com o pitch igual a 1,0 o valor do MSAD é igual ao valor do $CTDI_{vol}$.

$$MSAD = \frac{CTDI_{vol}}{Pitch} \quad (2.8)$$

A Fig. 10 apresenta a característica de irradiação de 15 fatias de 1 cm, da posição -7,5 até 7,5, com pitch igual a 1,0. Estas curvas apresentam o valor máximo de 1,0. O somatório das doses individuais de cada fatia, gera a curva a partir da qual se pode obter o valor de MSAD, que no exemplo da curva, corresponde a uma dose de 1,5 mGy.

Figura 10 – Gráfico da distribuição de dose na irradiação de múltiplas fatias com a marcação do valor de MSAD.



Fonte:(MOURÃO, 2018).

Produto Dose Comprimento (DLP)

O produto dose-comprimento é um indicador da dose de radiação integrada de todo um exame de TC, ou seja, reflete a energia total absorvida atribuível à aquisição completa da varredura. O DLP reflete a energia total absorvida atribuível à aquisição de varredura completa. O DLP incorpora o número de varreduras e a largura da varredura (cm). A unidades utilizada no sistema internacional é Gray (Gy) e pode ser calculada a partir da Eq. 2.9 que pode ser descrita pela multiplicação do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento da varredura, representado pela letra L. (AAPM, 2008; GOO, 2012; TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007).

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (2.9)$$

2.2 Câmaras de Ionização

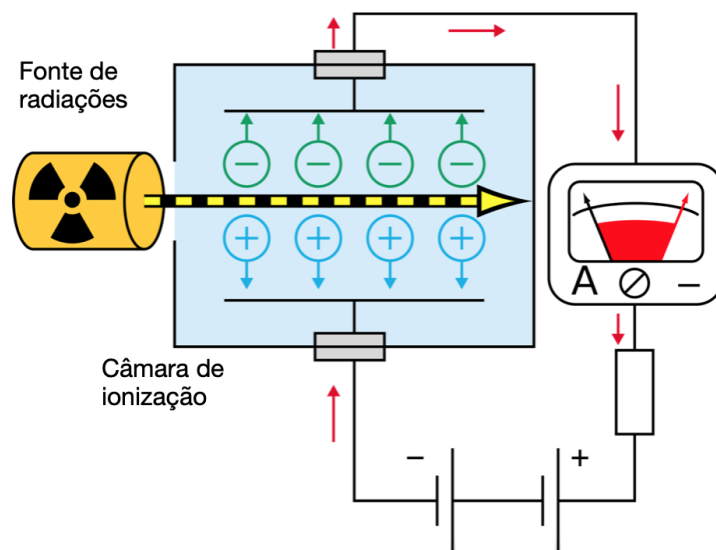
As câmaras de ionização são dispositivos cheios de ar ou gás, usados para medir taxas de exposição em processos de irradiação, na qual um campo elétrico é formado pela aplicação de uma tensão de polarização através de dois eletrodos para coletar todas as cargas liberadas pela ionização do ar contido dentro da câmara. Essas cargas darão origem a sinais que serão multiplicados por um amplificador de sinal para posterior leitura em um

visor (AAPM, 2008; DANCE *et al.*, 2014). As câmaras de ionização e os detectores sólidos são utilizados para medições de dose em equipamentos de radiodiagnósticos, incluindo os equipamentos de tomografia computadorizada. Além de possuírem aplicação direta no cálculo de dose recebida pelo paciente, em tomografia computadorizada o CTDI (MOURÃO; SANTOS, 2023; AAPM, 2011).

As câmaras de ionização cilíndricas do tipo lápis fazem parte da instrumentação utilizada na dosimetria em TC, em conjunto com objetos simuladores. Este tipo de câmara é um cilindro longo com um comprimento ativo efetivo típico de 100 mm, apresentam dimensões físicas de 15 cm de comprimento e 1 cm de diâmetro. Durante a prática, as câmaras do tipo lápis são posicionadas dentro de objetos simuladores padrão de cabeça e tronco, conforme a Fig. 9 (DANCE *et al.*, 2014; TACK; GEVENOIS; ABADA, 2007).

Na Fig. 11 é ilustrado o princípio de funcionamento de uma câmara de ionização. Uma câmara preenchida com gás recebe radiação de uma fonte e em seu gás são gerados pares de íons devido à energia fornecida aos átomos. Os íons gerados são atraídos pelos eletrodos da câmara que são alimentados por uma alta tensão. Ao serem atraídos pelos eletrodos geram uma corrente elétrica proporcional ao número de íons gerados. O sinal gerado é medido e mostrado em um *display*.

Figura 11 – Esquema básico do funcionamento de uma câmara de ionização.



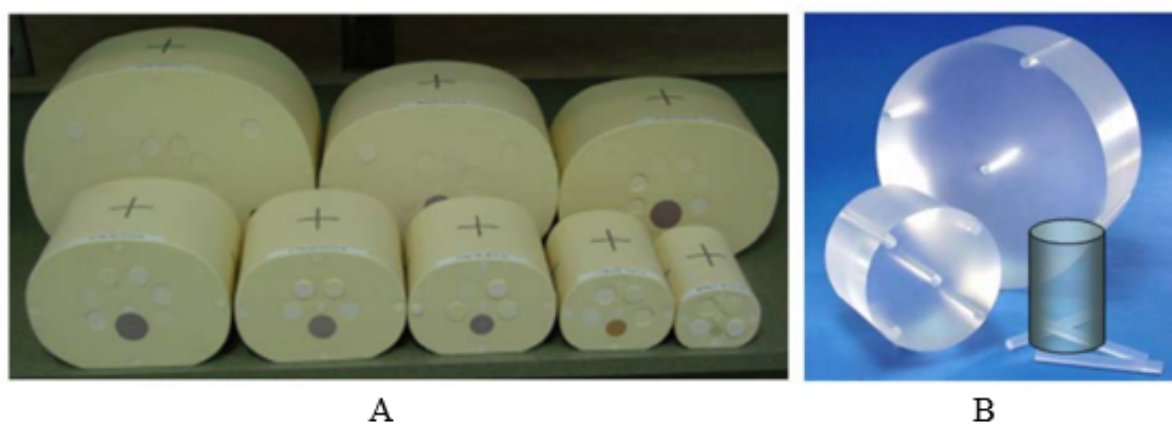
Fonte: Adaptado de (KHAN; GIBBONS, 2014).

2.3 Objetos Simuladores

Os objetos simuladores são utilizados para simular o corpo do paciente e, para isso, eles podem ser físicos, como os cilíndricos e antropomórficos, ou até mesmo computacionais, como os utilizados em simulação de Monte Carlo. Além disso, são capazes de reproduzir características correspondentes a idade, forma, gênero e tamanho de um corpo humano

(AAPM, 2011; FERNANDES, 2018). Os simuladores utilizados em TC podem ser aplicados em trabalhos com controle de qualidade e calibração de equipamentos, dosimetria e educação de profissionais (MOURÃO, 2018). Estes simuladores são constituídos de polimetilmetacrilato (PMMA) e possuem densidade próxima ao tecido mole humano. Para cálculo de dose em TC é utilizado simuladores padrão de cabeça e tórax, em conjunto com as câmaras de ionização do tipo lápis. Na Fig. 12 é apresentado dois tipos de simuladores padrões, antropomórfico e cilíndrico, utilizados nos serviços de tomografia (ABURJAILE, 2017; GOMEZ, 2017; FERNANDES, 2018; SANTOS, 2023).

Figura 12 – Objetos simuladores: (A) Simuladores antropomórficos e (B) Simuladores cilíndricos.



Fonte: Adaptado de (AAPM, 2011).

2.4 Filmes Radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos são caracterizados por detectar a radiação para fins de dosimetria e controle de qualidade. Eles apresentam aplicação comercial para altas doses de radiação, como na radioterapia, bem como para doses menores na faixa do radiodiagnóstico, como nos setores de tomografia computadorizada e radiologia intervencionista.

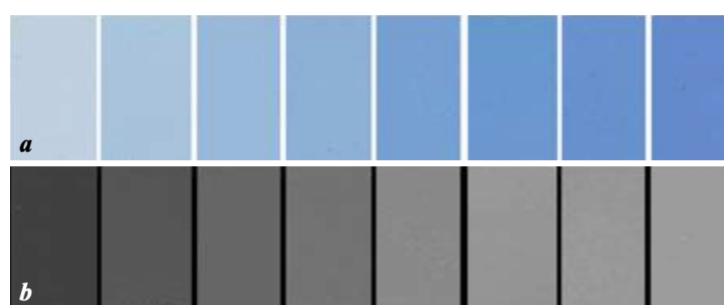
Os filmes radiocrômicos, praticamente, não são sensíveis à luz visível, assim, podem ser manuseados e preparados sob luz ambiente. Eles permitem realizar análises qualitativas antes e após os processos de irradiação, pois sofrem uma mudança de cor diretamente proporcional à dose nele depositada. Diferentemente dos filmes radiográficos, a base de haleto de prata, a dose depositada na camada sensível do filme radiocrômico inicia a polimerização do componente ativo, cujo grau depende da quantidade de energia depositada.

A resposta do filme à radiação deve ser expressa em termos de mudança de intensidade, na escala de cinzas, que é obtida a partir da imagem digitalizada do filme. Os filmes radiocrômicos não requerem processamento químico para a formação da imagem e

não possuem a necessidade de cassete ou câmara escura ou digitalizadoras comerciais. Basta utilizar um escâner para a geração de sua imagem digital e um software de manipulação de imagens. (ASHLAND, 2023).

Na Fig. 13 é apresentado em *a* o escurecimento na cor do filme radiocrômico EBT2, ao ser exposto a diferentes doses de radiação. O tom azul mais claro indica o filme não irradiado (0 Gy) e o mais escuro, foi o que recebeu a maior dose (6 Gy). A imagem *b*, apresenta as mesmas fitas após a separação dos canais cores, sendo essa variação em tons de cinzas correspondente ao canal vermelho.

Figura 13 – Variação da cor com a exposição do filme radiocrômico EBT2.



Fonte: (PORTELA *et al.*, 2020).

3 Materiais e Métodos

Neste capítulo são descritos os materiais utilizados para a realização dos experimentos e as metodologias utilizadas para a geração dos resultados obtidos.

3.1 Materiais

Para realização do trabalho foram utilizados os seguintes equipamentos e dispositivos:

- dois aparelhos de tomografia computadorizada (TC), utilizados nas varreduras por TC;
- um objeto simulador de cabeça feito de PMMA, utilizado nos processos de irradiação;
- um objeto simulador complementar, desenvolvido para a acomodação de folhas de filmes;
- uma câmara de ionização tipo lápis, utilizada para medição de doses;
- folhas de filmes radiocrômico, utilizados no registro de doses absorvidas e
- um scanner modelo HP Photosmart C4480, utilizado para obter imagens digitais dos filmes.

3.1.1 Aparelhos de Tomografia

Os dois equipamentos de Tomografia Computadorizada utilizados pertencem a unidades distintas de radiodiagnóstico, ambos localizados na cidade de Belo Horizonte (MG). Os tomógrafos foram identificados como T1 e T2 e suas características são apresentadas na Tab. 1.

Tabela 1 – Características dos tomógrafos.

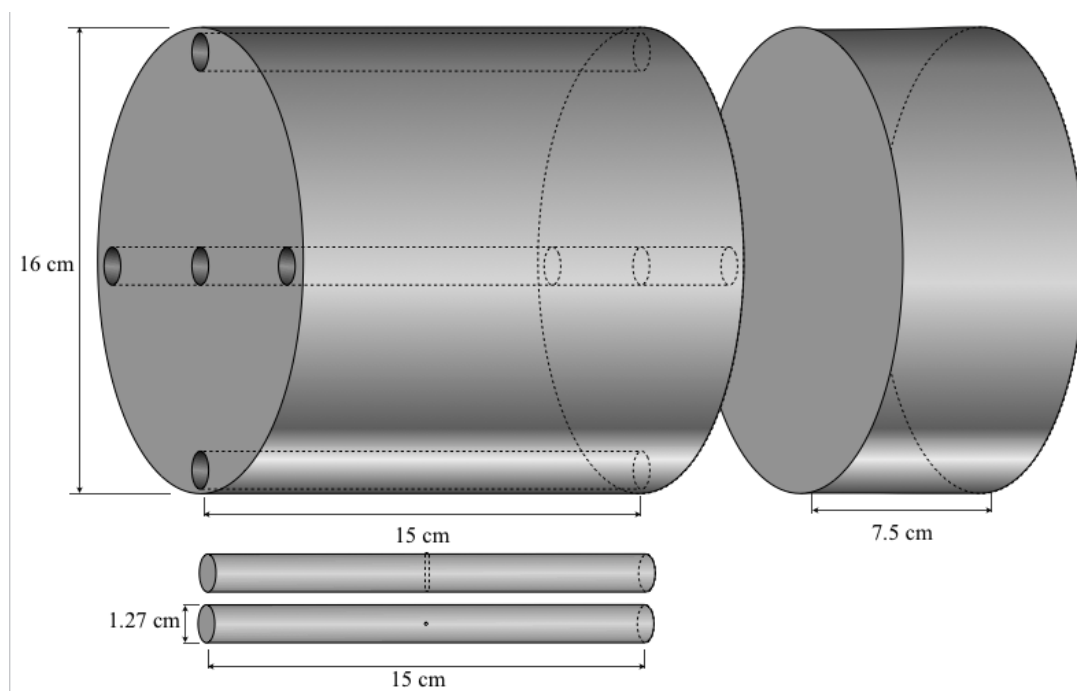
Tomógrafo	Modelo	Fabricante	Número de Canais	Abertura do Gantry (cm)
T1	Aquilion	Toshiba	64	72
T2	LightSpeed VCT	General Electric	64	70

3.1.2 Objeto Simulador de Cabeça Padrão

O objeto simulador de cabeça, constituído de constituídos de polimetilmetacrilato (PMMA), possui um formato cilíndrico com 16 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento e contém cinco aberturas para o posicionamento dos dosímetros, como a câmara de ionização do tipo lápis, filmes radiocrômicos ou TLD. O objeto simulador possui quatro aberturas periféricas e uma abertura central (AAPM, 2011; GOMEZ; MOURÃO, 2021).

As aberturas periféricas auxiliam no posicionamento do objeto no tomógrafo. Quando posicionado no isocentro do tomógrafo as aberturas periféricas são identificadas de forma similar à das horas de um relógio analógico, como aberturas: 3, 6, 9 e 12 e a abertura central como C. Para preenchimento destas aberturas, o simulador possui tarugos cilíndricos com 15cm de comprimento e 1,27 cm de diâmetro (ABURJAILE, 2017; FERNANDES, 2018). Na Fig. 14 é apresentado um desenho contendo as medidas o objeto simulador de cabeça e dos tarugos de preenchimento das cinco aberturas.

Figura 14 – O objeto simulador de cabeça padrão, objeto simulador complementar e tarugos de preenchimento.



Fonte: Adaptado de (SANTOS, 2023).

3.1.3 Objeto Simulador Complementar

Para aumentar o comprimento do objeto simulador, foi construído um cilindro complementar de polimetilmetacrilato (PMMA) que possui 16 cm de diâmetro e 7,5 cm de comprimento. Este cilindro é utilizado para aumentar o comprimento do simulador de cabeça padrão e permitir o posicionamento de folhas de filme radiocrômico. A partir de

uma placa de PMMA com 7,5 cm de espessura, foi torneado um cilindro com as medidas finais do simulador adicional, para compor o conjunto do simulador mais alongado. Na Fig. 14 é apresentado um desenho contendo as medidas do objeto simulador complementar.

3.1.4 Câmara de Ionização

Uma câmara de ionização tipo lápis da RADCAL ACCU-GOLD modelo 10X6-3CT foi utilizada para a medição de kerma no PMMA, posicionada no interior do objeto simulador de cabeça, quando irradiado nos aparelhos de TC. Esta câmara foi projetada para medições de feixe de raios-X em TC, seja posicionada livre no ar ou no interior de um objeto simulador de cabeça ou corpo. A partir das medições realizadas com a câmara lápis é possível calcular os valores de Índice de dose em Tomografia Computadorizada (CTDI).

A faixa de detecção de dose da câmara varia entre 20 nGy a 1 kGy com a precisão de calibração de $\pm 4\%$ para raios X gerados com até 150 kV e 10,2 mm de camada semirredutora. A dependência energética é de $\pm 5\%$ para camadas semirredutoras de 3 a 20 mm. A câmara possui 3 cm³ de volume ativo e o cabo é do tipo triaxial de baixo ruído de 1,5 mm (RADICAL, 2023). Na Fig. 15 é apresentada uma imagem da câmara de ionização conectada a um dispositivo intermediário entre a câmara e o eletrômetro.

Figura 15 – Câmara de ionização do tipo lápis com adaptador.



Fonte:(SANTOS, 2023).

3.1.5 Filme Radiocrômico

Folhas circulares de filme radiocrômico com 16 cm de diâmetro foram utilizadas para o registro de doses nos experimentos de irradiação do objeto simulador de cabeça nos aparelhos de tomografia. Essas folhas foram posicionadas entre o objeto simuladores de cabeça padrão e o objeto complementar. Assim, com a folha posicionada entre os objetos e o conjunto posicionado no isocentro do gantry, foram realizadas as varreduras de TC.

O filme radiocrômico utilizado foi o modelo Gafchromic XR-QA2, utilizado para registro de dose em exposições radiodiagnósticas. Possui alta integridade dos dados, sensibilidade à faixa de dose de 0,1 a 20 cGy e faixa de energia do feixe de raios X de 20 kV a 200 kV. Os filmes radiocrômicos podem ser trabalhados em luz ambiente, pois não são sensíveis à luz visível (ASHLAND, 2023; BRADY *et al.*, 2010). A partir das exposições em TC, este filme radiocrômico pode ser utilizado para o registro de dose absorvida. Com a medição das doses na região das cinco aberturas do objeto simulador de cabeça, é possível calcular o Índice de dose em Tomografia computadorizada (CTDI) (ASHLAND, 2023; GOMEZ; MOURÃO, 2021; MOURÃO; SANTOS, 2023).

Imagens digitais das folhas de filme radiocrômico, antes e após a irradiação, foram obtidas utilizando um escâner modelo HP Photosmart C448. As imagens foram obtidas coloridas, no formato .tiff, no modo reflexão e com uma resolução de 200 ppi. Na Fig. 16 é apresentado duas imagens de uma tira do filme radiocrômico Gafchromic XR-QA2, antes (a) e após (b) a exposição a irradiação. Nessas imagens é possível observar o escurecimento da cor da folha irradiada.

Figura 16 – Folhas de filme radiocrômico, antes (a) e após (b) a irradiação.



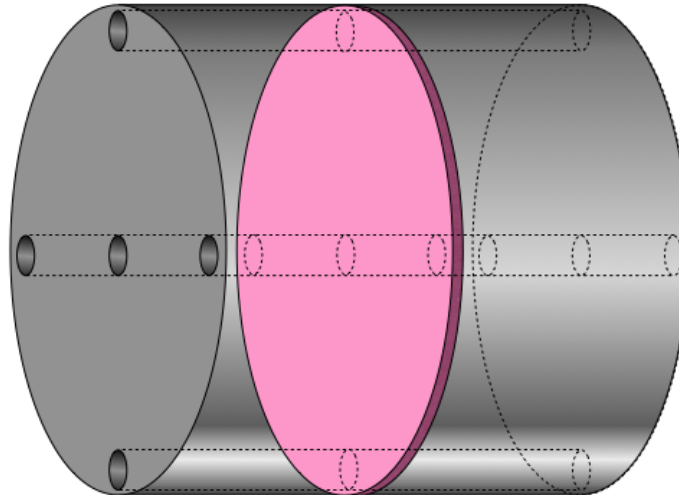
3.2 Métodos

Para a obtenção dos dados obtidos com as medidas de dose absorvida com a câmara de ionização e as folhas de filme radiocrômico foram realizados diferentes processos de irradiação, a partir dos quais se pode obter os perfis de variação de dose registrados com os filmes e os valores de $CTDI_{vol}$ obtidos pelas medidas com os filmes e a câmara de ionização.

3.2.1 Medições com a Câmara de Ionização

Para a medição do kerma no PMMA com a câmara de ionização do tipo lápis o objeto simulador de cabeça é introduzido no isocentro do gantry do aparelho de TC. O objeto simulador deve ter todas as suas aberturas preenchidas com os tarugos, formando um bloco único de PMMA. Para as medidas com a câmara o tarugo de uma das posições é retirado e a câmara é posicionada nesta abertura. A fatia central de 1 cm do objeto simulador é irradiada e a câmara lápis registra a medida. No desenho da Fig. 17 é ilustrado a posição da fatia central irradiada durante as medidas com a câmara de ionização.

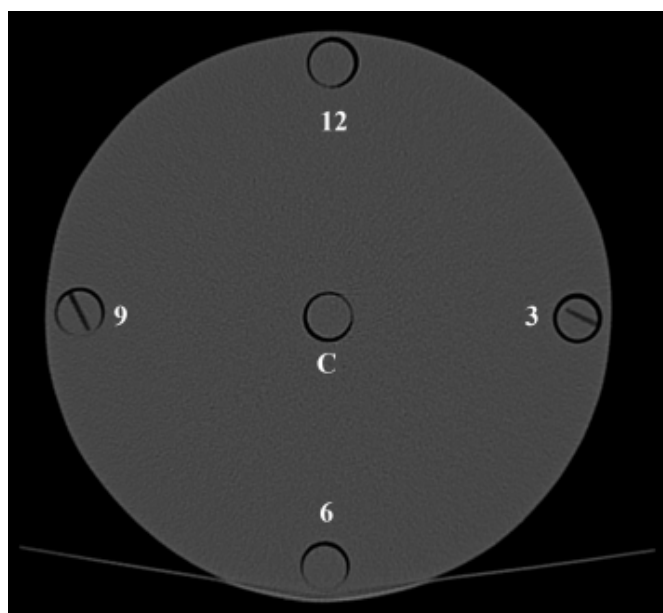
Figura 17 – Imagem da fatia central do objeto simulador.



Fonte: Acervo do autor.

Após as medições, o tarugo retorna para o preenchimento da abertura e a câmara é reposicionada. Esse processo se repete até que sejam feitas as medidas em todas as aberturas. Foram realizadas cinco medições em cada posição do objeto simulador, perfazendo um total de 5 irradiações, resultando em 25 medições para cada valor de tensão e para cada aparelho de TC. Na Fig. 18 é ilustrado uma imagem de corte da fatia central do objeto simulador na qual se pode observar o alinhamento das aberturas periféricas com os eixos vertical e horizontal e a identificação de cada uma das aberturas.

Figura 18 – Imagem de corte axial do simulador de cabeça.



Fonte: Adaptado de (SANTOS, 2023).

As medidas realizadas com a câmara l apis no tomógrafo T1 foram feitas com as tensões de alimenta o do tubo de raios X de 135, 120, 100 e 80 kV e uma carga de 100 mA.s. As medidas realizadas no tomógrafo T2 utilizaram as tensões de 140, 120, 100 e 80 kV e uma carga de 100 mA.s.

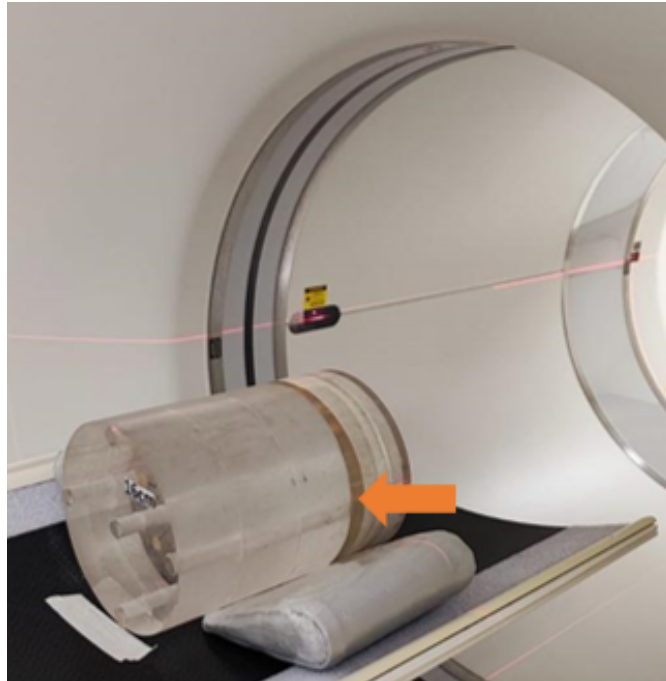
A câmara l apis foi calibrada em Kerma no ar e suas medidas, quando posicionadas no interior do objeto simulador, são valores de Kerma no PMMA. Para a faixa de tensão de alimenta o do tubo de raios X a rela o entre Dose Absorvida e Kerma   muito próxima de 1. Utilizando o valor médio da energia do feixe e as tabelas de coeficiente de absor o mássico foram obtidos os fatores de conversão Kerma no PMMA (Ck_{100}) para Dose Absorvida ($CTDI_{100}$). Os fatores de conversão utilizados foram de 1,0460, 1,0450, 1,0418, 1,0324 e 1,0109 para as tensões de 140, 135, 120, 100 e 80 kV, respectivamente. Tanto o Kerma como a Dose absorvida são medidos em gray (Gy), os fatores de conversão são adimensionais. Assim, as medidas obtidas com a câmara l apis são denominadas como $CTDI_{100}$ (GOMEZ, 2017; NIST, 2022).

O  ndice de dose de TC ponderado ($CTDI_w$)   obtido a partir dos valores de $CTDI_{100}$, que por sua vez, são obtidos das medidas realizadas nas 5 aberturas do objeto simulador. O  ndice de dose de TC volumétrico $CTDI_{vol}$   obtido a partir do  ndice de dose de TC ponderado ($CTDI_w$) e do pitch utilizado na varredura. Cada exame de cabeça realizado em um aparelho de TC gera um valor de $CTDI_{vol}$ no relatório da varredura. Esse valor estimado de $CTDI_{vol}$, corresponde ao valor de dose absorvida que seria obtido caso a varredura fosse realizada com o objeto simulador de cabeça padrão. Assim sendo, independentemente do paciente, quando se usar esse protocolo, o valor do $CTDI_{vol}$ estimado será o mesmo.

3.2.2 Registro de Dose Utilizando Filme Radiocrômico

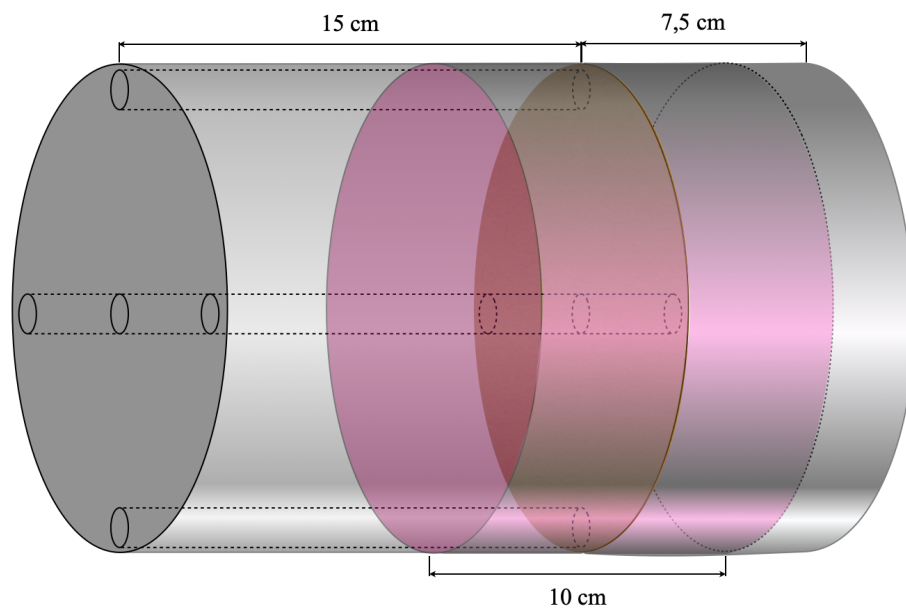
Para o registro dos perfis de dose com o filme radiocrômico, as folhas de filme foram recortadas em círculos com 16 cm de diâmetro e foram posicionadas entre os dois objetos simuladores, sendo o primeiro um objeto simulador de cabeça padrão e um objeto simulador complementar. Na Fig. 19   apresentado uma foto do objeto simulador carregado com o filme e posicionado no gantry do aparelho de TC. A seta indica a posi o na qual o filme foi carregado, entre os dois cilindros.

Figura 19 – Conjunto de PMMA carregado com folha circular de filme radiocrômico.



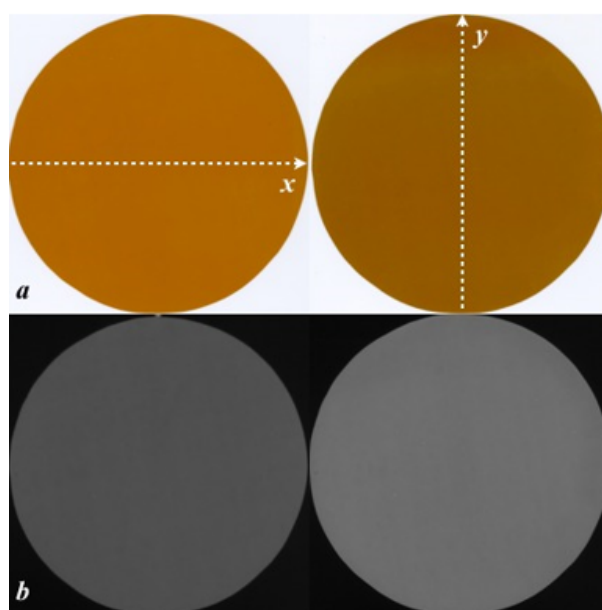
Após o posicionamento do conjunto carregado com a folha de filme no isocentro do gantry, foi realizada uma varredura de 10 cm de distância, sendo que a folha do filme ficou na fatia central da varredura. A varredura iniciou-se 5 cm antes da folha do filme e terminou 5 cm após a mesma. O desenho da Fig. 20 demonstra o conjunto cilíndrico de PMMA com o posicionamento do filme entre os dois cilindros e a região de varredura para a irradiação da folha de filme radiocrômico, com a folha do filme na posição da fatia central da varredura.

Figura 20 – Volume de varredura do conjunto de PMMA.



Os filmes radiocrômicos foram submetidos a confiabilidade metrológicas a partir de testes de homogeneidade e repetibilidade e por calibração em uma radiação de referência para TC (GOMEZ; MOURÃO, 2021). Imagens digitais das folhas do filme foram geradas em um *scanner* HP Photosmart C4480 em modo reflexivo, na extensão .tiff e com uma resolução de 200 dpi, antes e após a irradiação. Estas imagens digitais foram trabalhadas utilizando o software IMAGE J. O canal vermelho da imagem colorida apresenta um pico de absorção principal na região vermelha do espectro visível (636 nm) e foi usado para observar as variações de Intensidade registradas nos filmes, na escala de cinzas (EC).

Figura 21 – Imagens do filme radiocrômico: (a) antes e depois da varredura de TC e (b) canal vermelho.



O perfil de variação de dose foi obtido para os eixos horizontal (X) e vertical (Y) da fatia central, como ilustrado na Fig. 21a. Os dados do eixo X começam no ponto zero, à esquerda, e vão até 16 cm, que é o diâmetro do círculo. Do mesmo modo, os dados do eixo Y começam em zero e terminam em 16 cm. Na imagem b, em tons de cinza e gerada no canal vermelho, é possível observar a imagem do filme antes e depois da irradiação, no qual a imagem do filme irradiado apresenta um tom mais claro de cinza.

Os parâmetros dos protocolos de aquisição utilizados para as varreduras do conjunto simulador carregado com a folha de filme radiocrômico são apresentados na Tab. 2. As varreduras foram realizadas em modo helicoidal com os quatro valores de tensão disponíveis em cada tomógrafo. Com o uso do maior valor de tensão foi utilizado o valor de 100 mA.s. Para compensar a redução de dose pela diminuição da intensidade do feixe de raios X com valores de tensão menores, houve um aumento na carga de 50 mA.s a cada valor de redução da tensão. Este aumento no valor da carga teve por objetivo manter os valores de dose mais próximos, independentemente da redução da tensão. Assim, evitou-se uma

redução drástica nos valores de dose absorvida registrada no filme em função da redução da tensão de alimentação do tubo de raios X.

Tabela 2 – Parâmetros das varreduras do conjunto simulador de PMMA.

Tomógrafo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Pitch
T1	80	250	1,0
	100	200	1,0
	120	150	1,0
	135	100	1,0
T2	80	250	0,985
	100	200	0,985
	120	150	0,985
	140	100	0,985

Os valores de pitch foram escolhidos o mais próximo possível de 1, de acordo com o menu do equipamento. Quando o pitch está próximo de 1 a componente oscilatória do perfil de dose tende a ser minimizada, principalmente em aparelhos que utilizem feixes mais largos, como os feixes dos tomógrafos T1 e T2, que possuem 64 canais que foram utilizados durante as varreduras (GOMEZ, 2017).

Outro fator importante está no fato das posições periféricas de medições estarem defasadas de 90° que promove uma compensação no registro de oscilações em uma mesma fatia. Nestas condições o valor medido é muito próximo ao MSAD, permitindo o cálculo do valor de $CTDI_{vol}$ a partir dos valores registrados nos filmes.

3.3 Intensidade e Dose Absorvida

A Intensidade é o parâmetro utilizado para medir o escurecimento do filme radio-cromico. Assim, o filme é digitalizado em modo de cor e seus canais de cores, vermelho, verde e azul (RGB) são separados. A imagem em escala de cinzas do canal vermelho foi utilizada para a leitura da Intensidade, um valor numérico registrado em Escala de Cinzas (EC).

A Intensidade (EC) registrada é então convertida em Dose Absorvida (mGy) utilizando um fator de conversão ($mGy.EC^{-1}$). Foram utilizados dois métodos diferentes para fazer a conversão de Intensidade em Dose absorvida. O uso de um Fator de Correção (FC) e o uso de uma Curva de Calibração (CC).

3.3.1 Fator de Conversão

O Fator de Conversão (FC) foi obtido a partir dos valores de dose absorvida medidos pela câmara de ionização em cada um dos cinco pontos do objeto simulador padrão (3, 6, 9, 12 e central), dividido pelo valor de Intensidade registrado na folha de filme radiocrômico circular, correspondente a esses 5 pontos, subtraindo-se o valor residual de fundo. Cada um dos pontos correspondente à posição de aberturas do objeto simulador.

Assim, foram obtidos cinco valores, um para cada ponto e foi feita uma média desses valores para a determinação do valor de FC. Como os valores de dose registrados nos cinco pontos são muito próximos, a variação pontual do valor de FC é pequena. Desta forma, foi determinado um valor de FC para cada valor de tensão de alimentação do tubo de raios X de cada um dos aparelhos de TC (ALONSO; MOURÃO; SILVA, 2018).

Os valores de FC foram obtidos de acordo com a eq. 3.1. Onde I é o valor da intensidade do filme irradiado, BG é o valor da intensidade do filme não-irradiado, igual para todos os pontos e D é o valor da dose absorvida, medida com a câmara de ionização. O índice i varia de 1 a 5, correspondendo a cada uma das 5 posições de medida.

$$FC = \sum_1^5 \left(\frac{D_i}{I_i - BG} \right) \cdot \frac{1}{5} \quad (3.1)$$

3.3.2 Curvas de Calibração

As curvas de calibração são utilizadas para a conversão dos valores da Intensidade. A partir desses dados é possível obter os valores de dose absorvida. O filme radiocrômico vai escurecendo naturalmente com o passar do tempo, em virtude de sua exposição a diferentes fontes de radiação. Esse escurecimento pode ocorrer no seu transporte e principalmente devido à radiação de fundo.

O escurecimento natural do filme com o passar do tempo, faz com que haja um registro no mesmo, denominado de *background* (BG), valor este em que a dose absorvida registrada seria zero (filme não-irradiado). Para a construção das curvas de calibração o objeto simulador padrão de cabeça foi carregado com fitas de filme radiocrômico e estas foram irradiadas em uma varredura de 10 cm com pitch igual a 1. A mesma medida foi realizada com a câmara de ionização com a irradiação da fatia central de 10 mm. Foram feitas aquisições para três de valores de dose diferentes em cada experimento, de modo a construir a curva de calibração.

A irradiação para a obtenção da curva de calibração foi feita imediatamente antes da irradiação do conjunto carregado com a folha de filme radiocrômico circular. Como os testes foram realizados em dias diferente, os valores de BG dos filmes utilizados em cada irradiação foi diferente. Por isso, foi feita uma curva de calibração para cada teste.

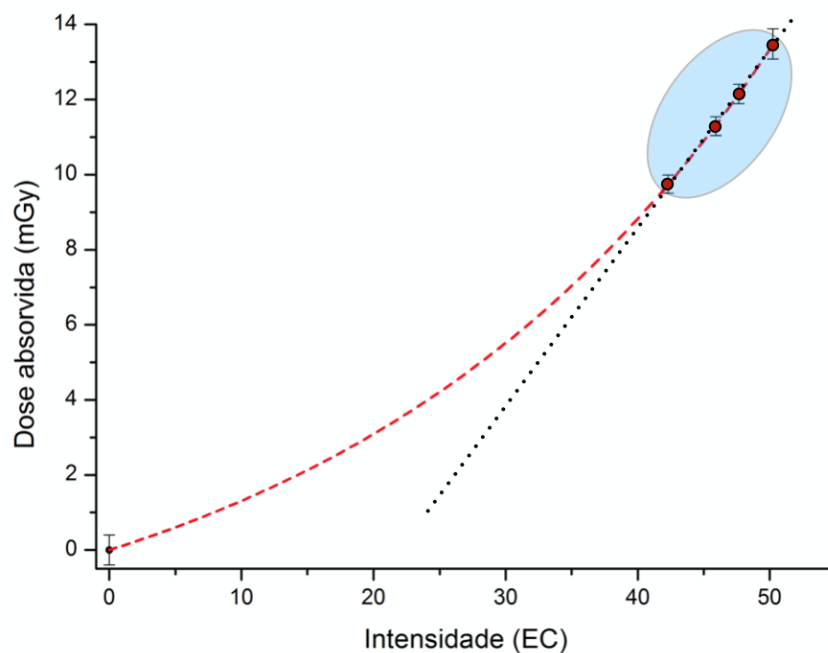
A curva de calibração do filme radiocrômico apresenta uma variação exponencial, conforme definido na eq. 3.2, na qual y corresponde à dose absorvida (mGy) que se deseja obter e x o valor da intensidade (EC) registrada no filme. Os demais parâmetros da equação (A , t_1 e y_0) são obtidos através de uma regressão, que foi calculada, utilizando o software Origin, a partir dos dados coletados (GOMEZ, 2017).

$$y = A.e^{\frac{x}{t_1}} + y_0 \quad (3.2)$$

A vantagem das curvas de calibração em relação a um FC linear está no fato da curva permitir obter valores de dose menores e maiores que aqueles registrados nos experimentos para a obtenção de $CTDI_{vol}$, no qual os valores registrados nas cinco aberturas do objeto simulador, são próximos. O FC, por ser linear, vai gerar um grande erro quando a medida for feita fora da região dos $CTDI_{100}$, não sendo possível a sua utilização.

O gráfico da Fig. 22 demonstra bem esta característica de obtenção da dose absorvida utilizando o FC, identificado como uma reta, traçada com uma linha pontilhada azul, e a Curva de Calibração, traçada com a linha tracejada vermelha. Na região em que estão demarcados quatro valores medidos de dose absorvida no objeto simulador ($CTDI_{100}$), demarcada em azul claro, os valores de conversão tanto da curva de calibração e como utilizando o FC, são praticamente os mesmos. No entanto, fora desta região o FC não pode ser utilizado para a conversão dos valores de Intensidade para valores de Dose Absorvida. Assim sendo, como os valores de $CTDI_{100}$ medidos são muito próximos, é possível utilizar um único valor de conversão.

Figura 22 – Curva de calibração e reta do fator de conversão.



4 Resultados e Discussões

Neste capítulo são apresentadas as curvas de calibração obtidas para a conversão do registro nos filmes em dose absorvida. São apresentados os perfis de variação de dose registrados com os filmes radiocrômicos utilizando o conjunto simulador de PMMA para os quatro valores de tensões dos tomógrafos T1 e T2. Adicionalmente, foram calculados os valores de $CTDI_{vol}$ a partir dos registros nos filmes, utilizando as posições dos pontos de medida do objeto simulador de cabeça. Os valores de $CTDI_{vol}$, obtidos nos experimentos realizados, são comparados com os valores obtidos a partir de medições realizadas com a câmara de ionização tipo lápis (GOMEZ; MOURÃO, 2021; COSTA *et al.*, 2017; ALONSO; MOURÃO; SILVA, 2018).

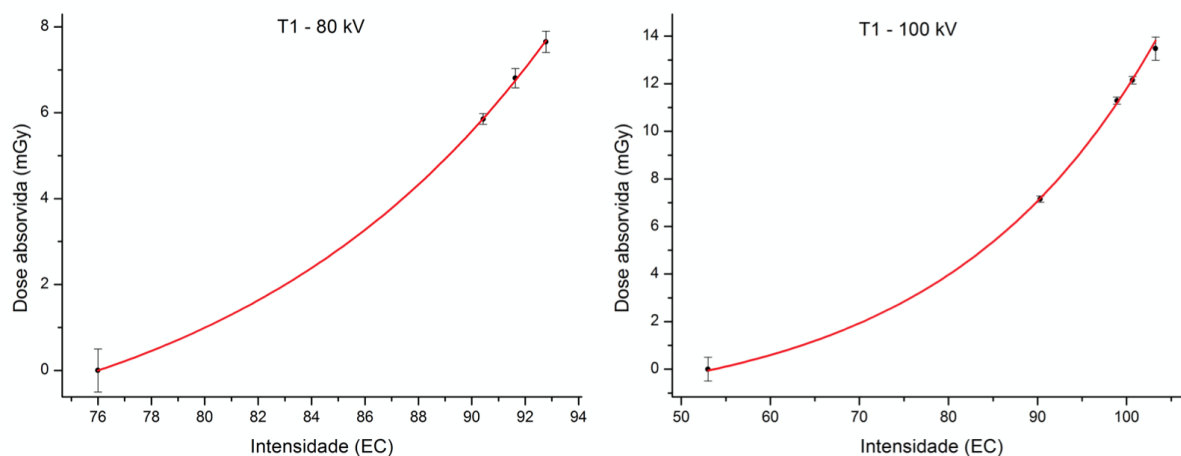
4.1 Curvas de Calibração dos Filmes Radiocrômicos

As curvas de calibração dos filmes obtidas para os quatro valores de tensão disponíveis em cada um dos tomógrafos. Esses quatro feixes de raios X foram utilizados na irradiação do conjunto simulador de cabeça, carregado com uma folha circular de filme radiocrômico. Foram obtidas 8 curvas de calibração, uma para cada valor de tensão dos aparelhos T1 e T2.

4.1.1 Curvas de Calibração dos Feixes de 80 e 100 kV de T1

Na Fig. 23 é apresentado as duas curvas de calibração para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X, gerados com as tensões de 80 e 100 kV, no tomógrafo T1. Estas curvas foram utilizadas para a obtenção da variação dos valores de dose absorvida a partir dos dados registrados nos filmes, quando o objeto simulador de cabeça foi irradiado com estes dois feixes.

Figura 23 – Curva de calibração para os feixes de 80 e 100 kV de T1.



A curva de calibração para o feixe de raios X gerados com 80 kV atende a uma variação de dose de 0 a 8 mGy, sendo que a intensidade de 76 EC corresponde ao valor de dose igual a zero. A curva de calibração para o feixe de raios X gerados com 100 kV atende a uma variação de dose absorvida de 0 a 14 mGy, sendo que a intensidade de 53 EC corresponde ao valor de dose igual a zero.

Na Tab. 3 é apresentado os valores dos parâmetros (A , t_1 e y_0) que definem as curvas de calibração, definidas a partir da eq. 3.2, juntamente com o valor do R-quadrado, que indica o quão próximo a curva de regressão está dos valores pontuais de dose que a definiram. Nesta tabela também se encontra o valor do BG, quando a dose absorvida é igual a zero.

Tabela 3 – Parâmetros da curva de calibração para os feixes de 80 e 100 kV de T1.

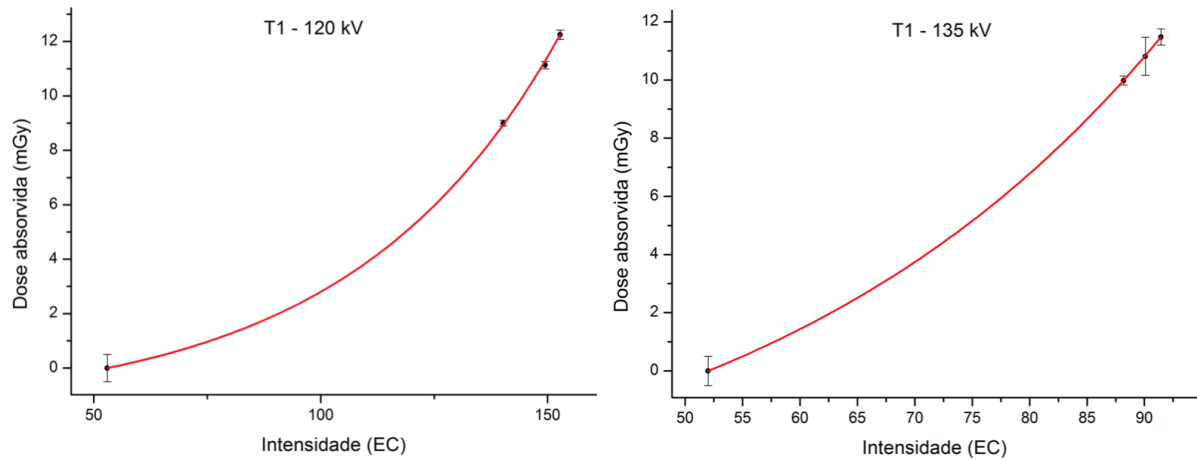
Tensão (kV)	Parâmetros			R	BG (EC)
	A	y_0	t_1		
80	$4,42 \cdot 10^{-3}$	-2,268	11,981	0,9987	76
100	$2,04 \cdot 10^{-1}$	-1,402	23,752	0,9981	53

Os valores de R-quadrado para as duas curvas foi muito próximo de 1, indicando que a curva passa muito próximo aos valores experimentais utilizados para gerá-las.

4.1.2 Curvas de Calibração dos Feixes de 120 e 135 kV de T1

Na Fig. 24 é apresentada as curvas de calibração para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X, gerados com as tensões de 120 e 135 kV, no tomógrafo T1. Estas curvas foram utilizadas para a obtenção da variação dos valores de dose absorvida a partir dos dados registrados nos filmes, quando o objeto simulador de cabeça foi irradiado com estes dois feixes.

Figura 24 – Curvas de calibração para os feixes de 120 e 135 kV de T1.



A curva de calibração para o feixe de 120 kV atende a uma variação de dose de 0 a 13 mGy, sendo que a intensidade de 52 EC corresponde ao valor de dose igual a zero. A curva de calibração de 135 kV atende a uma variação de dose absorvida de 0 a 12 mGy, sendo que a intensidade de 52 EC corresponde ao valor de dose igual a zero.

Na Tab. 4 é apresentado os valores dos parâmetros (A , t_1 e y_0) para as curvas de calibração definidas pela eq. 3.2, juntamente com o valor do R-quadrado, que indica o quão próximo a curva de regressão está dos valores que a definiram. Também está nesta tabela os valores de BG, que correspondem à dose absorvida igual a zero.

Tabela 4 – Parâmetros da curva de calibração para os feixes de 120 e 135 kV de T1.

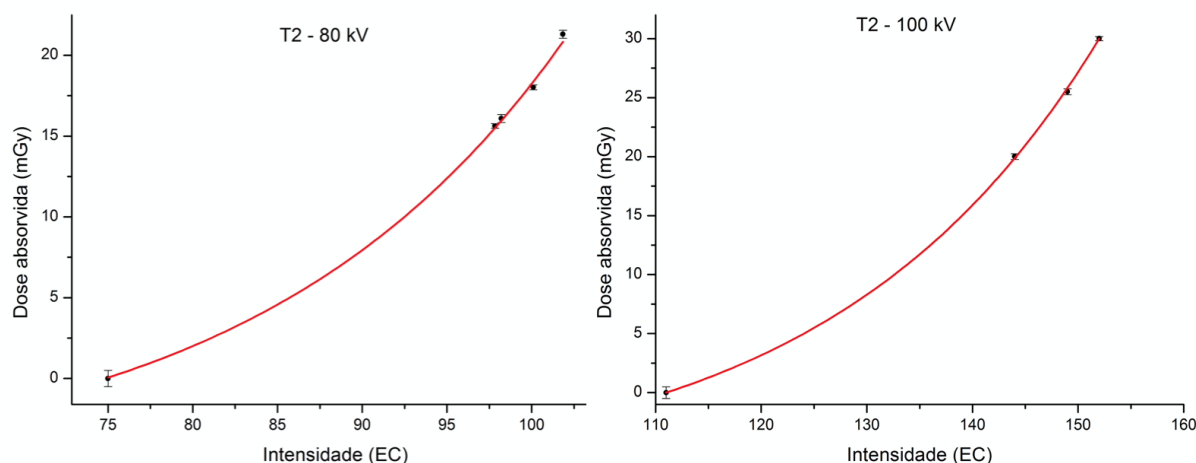
Tensão (kV)	Parâmetros				BG (EC)
	A	y_0	t_1	R	
120	$3,608 \cdot 10^{-2}$	$-5,259 \cdot 10^{-1}$	18,555	0,9970	52
135	1,369	-6,178	36,089	0,9999	52

Os valores de R-quadrado para as duas curvas foi muito próximo de 1, indicando que a curva passa muito próxima dos valores experimentais utilizados para gerá-las.

4.1.3 Curvas de Calibração dos Feixes de 80 e 100 kV de T2

Na Fig. 25 é apresentado as duas curvas de calibração para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X, gerados com as tensões de 80 e 100 kV, no tomógrafo T2. Estas curvas foram utilizadas para a obtenção da variação dos valores de dose absorvida a partir dos dados registrados nos filmes, quando o objeto simulador de cabeça foi irradiado com estes dois feixes.

Figura 25 – Curvas de calibração para os feixes de 80 e 100 kV de T2.



A curva de calibração para o feixe de 80 kV atende a uma variação de dose de 0 a 22 mGy, sendo que a intensidade de 75 EC corresponde ao valor de dose igual a zero. A curva de calibração de 100 kV atende a uma variação de dose absorvida de 0 a 30 mGy, sendo que a intensidade de 68 EC corresponde ao valor de dose igual a zero.

Para os feixes de 80 e 100 kV do tomografo T2, na Tab. 5 é apresentado os valores dos parâmetros (A , t_1 e y_0) das duas curvas de calibração, definidas pela eq. 3.2, juntamente com o valor do R-quadrado, que indica o quão próximo a curva de regressão está dos valores que a definiram. O valor de BG do filme utilizado em cada uma das exposições também está indicado na tabela. Para este valor, a dose absorvida é igual a zero.

Tabela 5 – Parâmetros da curva de calibração para os feixes de 80 e 100 kV de T2.

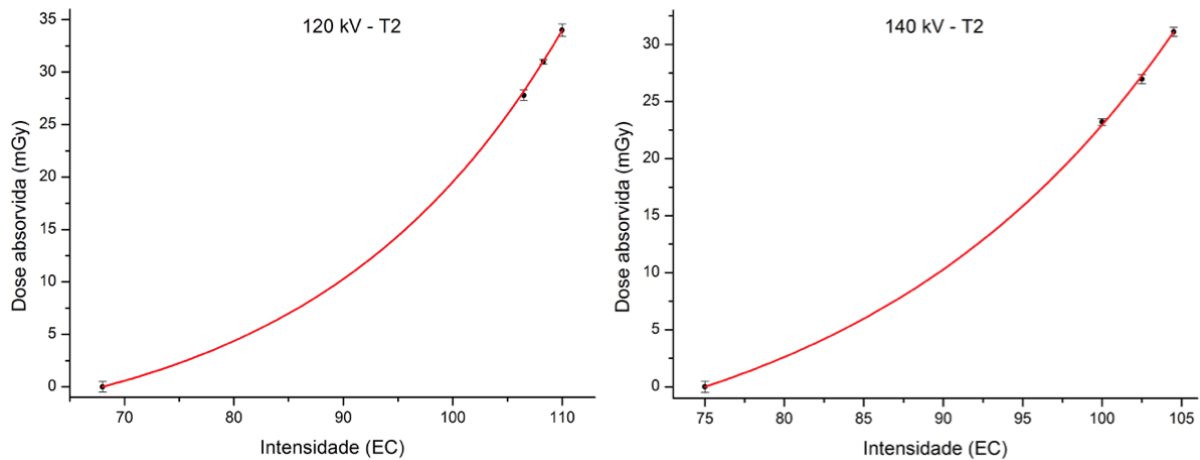
Tensão (kV)	Parâmetros				BG (EC)
	A	y_0	t1	R	
80	$4,420 \cdot 10^{-3}$	-2,408	11,981	0,9987	75
100	$2,934 \cdot 10^{-1}$	-6,137	22,634	0,9994	68

Os valores de R-quadrado para as duas curvas foi muito próximo de 1, indicando que a curva passa muito próxima dos valores experimentais utilizados para gerá-las.

4.1.4 Curvas de Calibração dos Feixes de 120 e 140 kV de T2

Na Fig. 26 é apresentado as curvas de calibração para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X gerados com as tensões de 120 e 140 kV, no tomografo T2. Estas curvas foram utilizadas para a obtenção da variação dos valores de dose absorvida a partir dos dados registrados nos filmes, quando o objeto simulador de cabeça foi irradiado com os dois feixes.

Figura 26 – Curvas de calibração para os feixes de 120 e 140 kV de T2.



A curva de calibração para o feixe de 120 kV atende a uma variação de dose de 0 a 35 mGy, sendo que a intensidade de 68 EC corresponde ao valor de dose igual a zero. A curva de calibração de 140 kV atende a uma variação de dose absorvida de 0 a 33 mGy, sendo que a intensidade de 75 EC corresponde ao valor de dose igual a zero.

Para os feixes de 120 e 140 kV do tomógrafo T2, na Tab. 6 é apresentado os valores dos parâmetros (A , t_1 e y_0) das duas curvas de calibração, definidas pela eq. 3.2, juntamente com o valor do R-quadrado, que indica o quão próximo a curva de regressão está dos valores que a definiram. O valor de BG do filme utilizado em cada uma das exposições também está indicado na tabela. Para este valor, a dose absorvida é igual a zero.

Tabela 6 – Parâmetros da curva de calibração para os feixes de 120 e 140 kV de T2.

Tensão (kV)	Parâmetros			R	BG (EC)
	A	y_0	t_1		
120	$1,699 \cdot 10^{-1}$	-4,251	20,102	0,9999	68
140	$2,135 \cdot 10^{-1}$	-8,806	19,333	0,9987	75

Os valores de R-quadrado para as duas curvas foi muito próximo de 1, indicando que a curva passa muito próxima dos valores experimentais utilizados para gerá-las.

4.2 Perfis de Variação de Dose

A partir dos registros feitos nas folhas de filme radiocrômico foram gerados os perfis de variação de dose nos eixos X e Y, conforme ilustrado na Fig. 21. Os perfis de dose foram realizados para os quatro valores de tensão de alimentação do tubo de raios X disponíveis em cada um dos tomógrafos, T1 e T2.

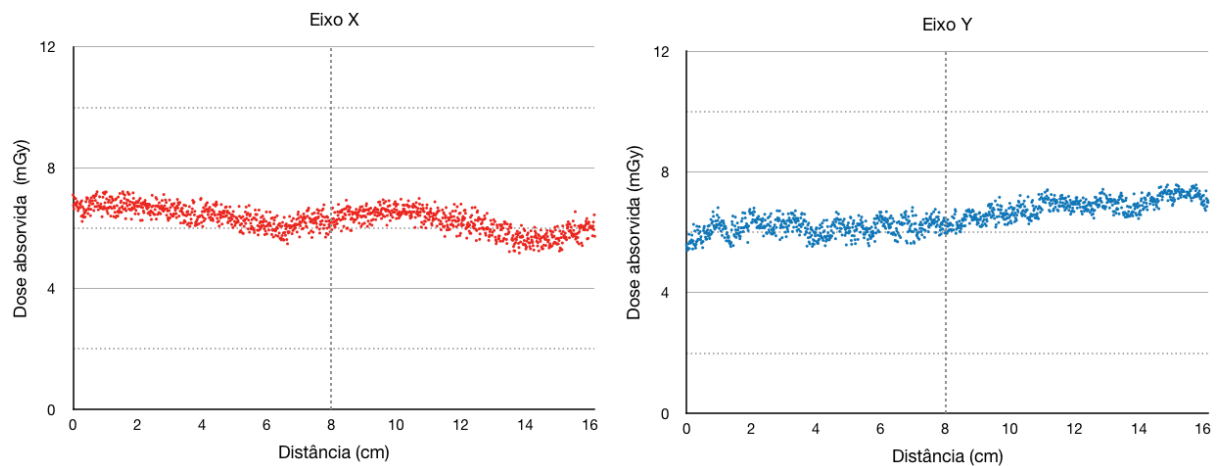
4.2.1 Perfis de Variação de Dose do Tomógrafo T1

O tomógrafo T1 possui quatro valores de alimentação do tubo de raios X: 80, 100, 120 e 135 kV, que foram utilizadas na geração das curvas de variação de dose.

Feixe de 80 kV

A irradiação do conjunto simulador carregado com o feixe de 80 kV foi feita com uma carga de 250 mA.s. Na Fig. 27 é apresentado o perfil de dose nos eixos X e Y.

Figura 27 – Perfis de variação de dose para o feixe de 80 kV de T1.



O eixo X, passa pelas aberturas 3, central e 9 do objeto simulador, cujo centro da abertura encontra-se nas posições de 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado foi de 7,21 mGy, o valor mínimo foi de 5,18 mGy, sendo que a dose média encontrada foi de $6,30 \pm 0,41$ mGy. A curva apresentou uma pequena variação de dose, com uma diminuição de valores na região central e próximo aos 14 cm.

O eixo X registrou maior índice de dose na posição 3 e menor índice de dose na posição 9 e central. Este comportamento da dose na posição 3 ser maior que a dose na posição 9 pode ser explicado devido a um possível deslocamento lateral do objeto simulador, em relação ao isocentro, no momento de seu posicionamento. O menor valor de dose registrado na posição central pode ser explicado devido ao fato de que neste ponto o feixe de raios X é filtrado por 8 cm de PMMA, independentemente do sentido de propagação do feixe.

O eixo Y, passa pelas aberturas 6, central e 12 do objeto simulador, cujos centros dessas aberturas se encontram nas posições de 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 7,57 mGy, o valor mínimo de dose absorvida foi de 5,41 mGy e a dose média foi de $6,50 \pm 0,47$ mGy. A curva apresentou um crescimento de valores de dose a partir do seu início.

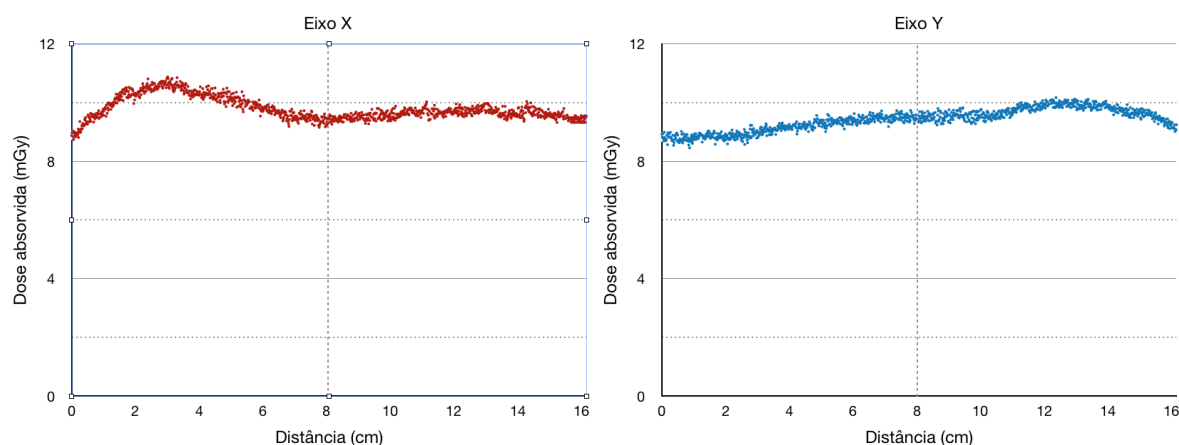
O eixo Y registrou menor valor de dose próximo à abertura 6, devido ao fato de que neste ponto a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida é do feixe que vem no sentido do chão para o teto, e este feixe é filtrado pela mesa, fazendo com que sua intensidade seja menor.

O maior valor de dose absorvida ocorre na região da abertura 12. Essa é a posição em que a parcela de contribuição do feixe possui menor distância entre a fonte de radiação e a região de abertura 12, além de não sofrer filtração externa como a mesa de exames.

Feixe de 100 kV

A irradiação do conjunto simulador carregado com o feixe de 100 kV foi feita com uma carga de 200 mA.s. Na Fig. 28 é apresentado o perfil de variação de dose nos eixos X e Y.

Figura 28 – Perfis de variação de dose para o feixe de 100 kV de T1.



O eixo X, passa pelas aberturas 3, central e 9 do objeto simulador, nas posições de 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 10,87 mGy, o valor mínimo foi de 8,74 mGy e a dose média foi de $9,78 \pm 0,39$ mGy. A curva apresentou pouca variação nos valores de dose com uma diminuição de valores na região central.

Quando comparado os pontos das aberturas do objeto simulador, o eixo X registrou valores de dose aproximados nas posições 3 e 9 e o menor índice de dose na posição central. Este comportamento de distribuição de dose indica um bom posicionamento do objeto simulador em relação ao isocentro. O menor valor de dose registrado na posição central pode ser explicado pelo fato de que neste ponto o feixe de raios X é filtrado por 8 cm de PMMA independentemente do seu sentido de propagação.

O eixo Y, passa pelas aberturas 6, central e 12 do objeto simulador, cujos centros encontram-se nas posições de 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose

absorvida registrado nesta curva foi de 10,17 mGy, o valor mínimo de dose absorvida foi de 8,45 mGy e a dose média foi de $9,41 \pm 0,37$ mGy. A curva apresentou um crescimento nos valores de dose a partir do seu início, com um pequeno decréscimo no seu final.

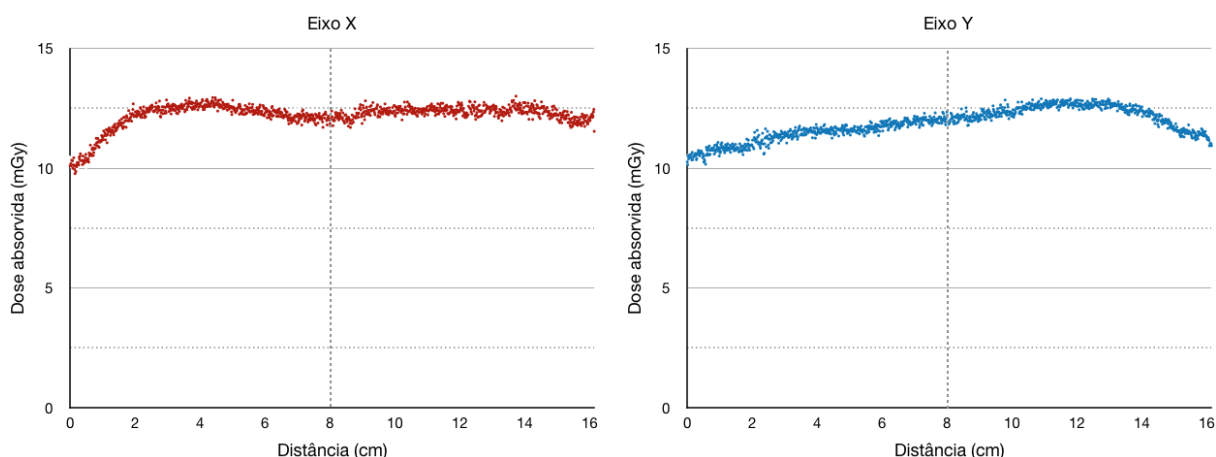
O eixo Y registrou menor valor de dose próximo ao ponto 6, devido ao fato de que neste ponto a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida é do feixe que vem no sentido do chão para o teto, e este feixe é filtrado pela mesa, fazendo com que sua intensidade seja menor.

O maior valor de dose absorvida ocorre na região da abertura 12. Essa é a posição em que a parcela de contribuição do feixe possui menor distância entre a fonte de radiação e a região de abertura 12, além de não sofrer filtração externa como a mesa de exames.

Feixe de 120 kV

A irradiação do conjunto simulador carregado com o feixe de 120 kV foi feita com uma carga de 150 mA.s. Na Fig. 29 é apresentado o perfil de dose nos eixos X e Y.

Figura 29 – Perfis de variação de dose para o feixe de 120 kV de T1.



O eixo X, passa pelas aberturas 3, central e 9 do objeto simulador, cujos centros se encontram nas posições de 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 13,01 mGy, o valor mínimo de dose foi de 9,78 mGy e a dose média foi de $12,21 \pm 0,52$ mGy. A curva apresentou uma diminuição de valores na região central e também no início, entre o ponto zero e 1 cm.

O eixo X registrou maior índice de dose na posição 9 e menor índice de dose na posição 3 e central, mas com pequenas variações de valores. Este comportamento da dose indica um bom posicionamento do objeto no isocentro do gantry. O menor valor de dose registrado na posição central pode ser explicado devido ao fato de que neste ponto a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida sofre todo o tempo de exposição uma filtração dos raios X pelo próprio objeto simulador de PMMA.

O eixo Y, passa pelas aberturas 6, central e 12 do objeto simulador, cujos centros encontram-se nas posições de 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 12,90 mGy, o valor mínimo de dose absorvida foi de 10,15 mGy e a dose média foi de $11,88 \pm 0,63$ mGy. A curva apresentou um crescimento de valores de dose a partir do seu início até 13 cm, quando passou a diminuir o seu valor.

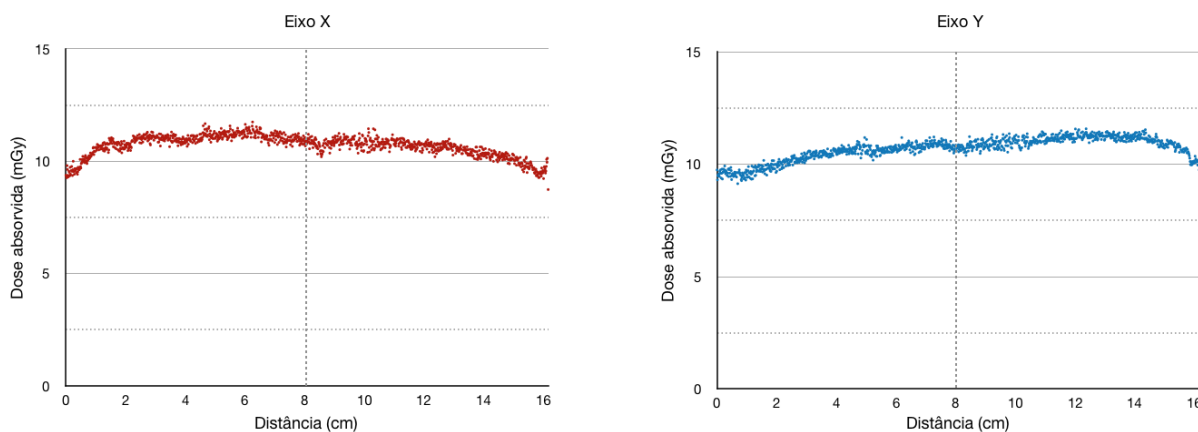
O eixo Y registrou menor valor de dose próximo ao ponto 6, devido ao fato de que neste ponto a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida é do feixe que vem no sentido do chão para o teto, e este feixe é filtrado pela mesa, fazendo com que sua intensidade seja menor.

O maior valor de dose absorvida ocorre na distância de 12 cm. Os valores de dose na abertura central e na abertura 12 têm valores muito próximos e maiores que na posição 6.

Feixe de 135 kV

A irradiação do conjunto simulador carregado, com o feixe de 135 kV, foi feita com uma carga de 100 mA.s. Na Fig. 30 é apresentado o perfil de dose absorvida nos eixos X e Y.

Figura 30 – Perfis de variação de dose para o feixe de 135 kV de T1.



O eixo X, passa pelas aberturas 3, central e 9 do objeto simulador, cujos centros encontram-se nas posições de 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 11,75 mGy, o valor mínimo de dose foi de 9,23 mGy e a valor médio da dose absorvida foi de $10,70 \pm 0,47$ mGy.

No eixo X a dose variou como uma calota, com uma pequena depressão na região central. Foi registrada uma pequena variação nos valores de dose entre os pontos 3, central e 9. Este comportamento da dose na posição 3 ser pouco maior que a dose na posição 9 indica um bom posicionamento do objeto simulador em relação ao isocentro.

O eixo Y, passa pelas aberturas 6, central e 12 do objeto simulador, cujos centros se encontram nas posições de 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 11,58 mGy, o valor mínimo de dose absorvida foi de 9,14 mGy e o valor médio da dose foi de $10,68 \pm 0,51$ mGy. A curva apresentou um crescimento de valores de dose a partir do seu início, com um pequeno decréscimo a partir de 15 cm.

O eixo Y registrou menor valor de dose próximo ao ponto 6, devido ao fato de que neste ponto a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida é do feixe que vem no sentido do chão para o teto, e este feixe é filtrado pela mesa, fazendo com que sua intensidade fosse menor.

O maior valor de dose absorvida ocorre na região da abertura 12. Essa é a posição em que a parcela de contribuição do feixe possui menor distância entre a fonte de radiação e a região de abertura 12, além de não sofrer filtração externa como a mesa de exames.

Comparando-se as curvas obtidas nos quatro níveis de tensão observa-se um comportamento semelhante na distribuição da dose. Para as curvas do eixo X houve uma maior depressão na região central para as curvas geradas com os menores valores de tensão. As curvas verticais, do eixo Y apresentaram comportamentos muito semelhantes, com ligeira modificação na inclinação da mesma.

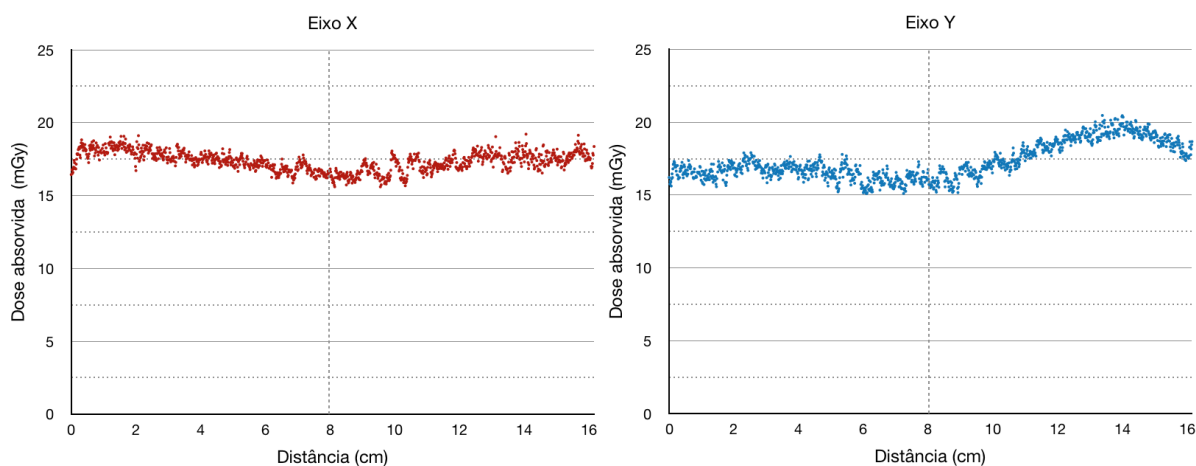
4.2.2 Perfis de Variação de Dose do Tomógrafo T2

O tomógrafo T2 possui quatro valores de alimentação do tubo de raios X: 80, 100, 120 e 140 kV, que foram utilizadas na geração das curvas de variação de dose.

Feixe de 80 kV

A irradiação do conjunto simulador carregado com filme radiocrômico com o feixe de 80 kV, foi realizada com uma carga de 250 mA.s. Na Fig. 31 é apresentado as curvas de variação de dose nos eixos X e Y, para a irradiação com a tensão de alimentação do tubo de raios X de 80kV.

Figura 31 – Perfis de variação de dose para o feixe de 80 kV de T2.



O eixo X, passa pelas aberturas 3, central e 9 do objeto simulador, cujos centros das aberturas estão localizados nas posições de 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 19,21 mGy, o valor mínimo de dose foi de 15,60 mGy e a dose média foi de $17,35 \pm 0,68$ mGy. Os valores de dose variaram pouco em todo o eixo X, e a curva apresentou uma diminuição de valores na região central.

O eixo X registrou um índice de dose na posição 3 ligeiramente menor que índice de dose na posição 9. A posição central registrou o menor valor de índice de dose, dentre os três pontos. Este comportamento da dose em relação as posições 3 e 9 indica um bom posicionamento do conjunto simulador no isocentro do gantry. O menor valor de dose registrado na posição central pode ser explicado pelo fato de que neste ponto o feixe de raios X é sempre filtrado por 8 cm de PMMA, independentemente do sentido de propagação do feixe de raios X.

O eixo Y, passa pelas aberturas 6, central e 12 do objeto simulador, cujos centros das aberturas estão localizados nas posições 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 20,46 mGy, o valor mínimo de dose absorvida foi de 15,10 mGy e a dose média foi de $17,29 \pm 1,25$ mGy.

O eixo Y registrou menor valor de dose próximo ao ponto central, que pode ser explicado pelo fato de que neste ponto o feixe de raios X é sempre filtrado por 8 cm de PMMA, independentemente do sentido de propagação do feixe de raios X. Seguido da posição central, a posição 6 também obteve baixos valores de dose devido ao fato de que neste ponto a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida é do feixe que vem no sentido do chão para o teto, e este feixe é filtrado pela mesa, fazendo com que sua intensidade seja menor.

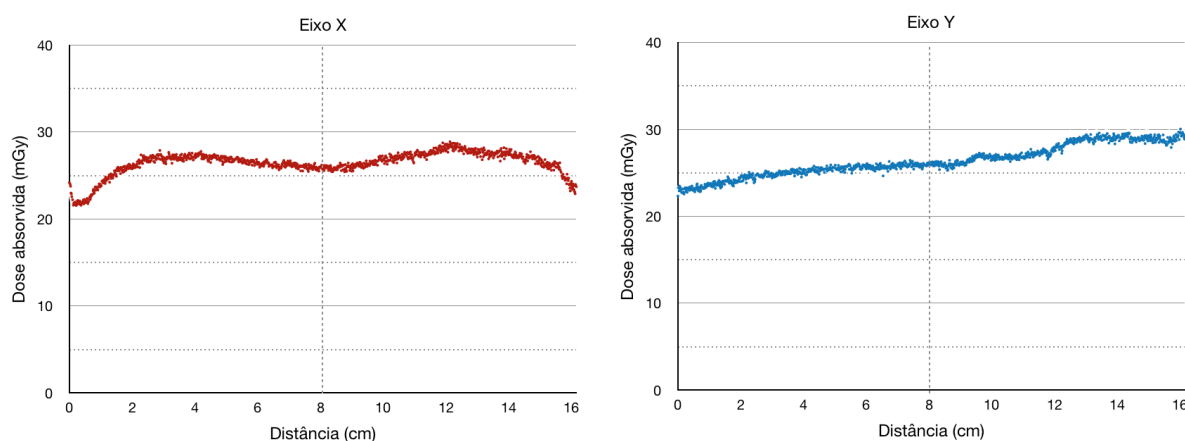
O maior valor de dose absorvida ocorre na região da abertura 12. Essa é a posição em que a parcela de contribuição do feixe possui menor distância entre a fonte de radiação

e a região de abertura 12, além de não sofrer filtração externa como a mesa de exames.

Feixe de 100 kV

A irradiação do conjunto simulador carregado com filme radiocrômico com o feixe de 100 kV, foi realizada com uma carga de 200 mA.s. Na Fig. 32 é apresentado as curvas de variação de dose nos eixos X e Y, para a irradiação com a tensão de alimentação do tubo de raios X de 100kV.

Figura 32 – Perfis de variação de dose para o feixe de 100 kV de T2.



O eixo X, passa pelas aberturas 3, central e 9 do objeto simulador, cujos centros das aberturas estão localizados nas posições 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 29,19 mGy, o valor mínimo de dose foi de 21,78 mGy e a dose média foi de $26,70 \pm 1,37$ mGy. A curva apresentou uma diminuição de valores na região central.

O eixo X registrou um índice de dose na posição 9 ligeiramente maior que o índice de dose na posição 3, sendo que no centro a dose foi a menor dentre os três pontos. Este comportamento da dose nas posições 3 e 9 indica um bom posicionamento do conjunto simulador. O menor valor de dose registrado na posição central pode ser explicado pelo fato de que neste ponto o feixe de raios X é sempre filtrado por 8 cm de PMMA, independentemente do sentido de propagação do feixe de raios X.

O eixo Y, passa pelas aberturas 6, central e 12 do objeto simulador de cabeça, cujos centros das aberturas estão localizados nas posições 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 30,35 mGy, o valor mínimo de dose absorvida foi de 22,56 mGy e a dose média foi de $26,62 \pm 1,82$ mGy. A curva apresentou um crescimento de valores de dose a partir do seu início.

O eixo Y registrou menor valor de dose próximo ao ponto 6, devido ao fato de que neste ponto a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida é do feixe

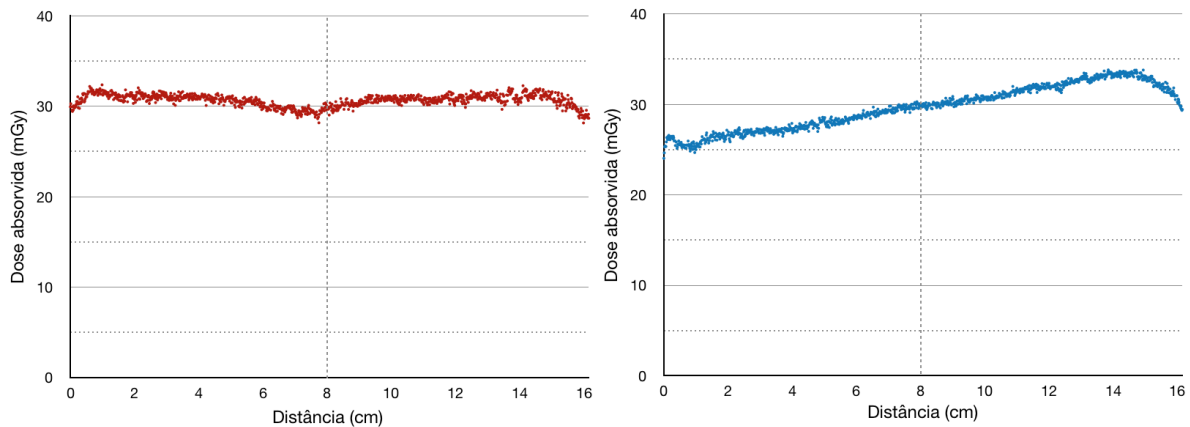
que vem no sentido do chão para o teto, e este feixe é filtrado pela mesa, fazendo com que sua intensidade seja menor.

O maior valor de dose absorvida ocorre na região da abertura 12. Essa é a posição em que a parcela de contribuição do feixe possui menor distância entre a fonte de radiação e a região de abertura 12, além de não sofrer filtração externa como a mesa de exames.

Feixe de 120 kV

A irradiação do conjunto simulador carregado com filme radiocrômico com o feixe de 120 kV, foi realizada com uma carga de 150 mA.s. Na Fig. 33 é apresentado as curvas de variação de dose nos eixos X e Y, para a irradiação com a tensão de alimentação do tubo de raios X de 120kV.

Figura 33 – Perfis de variação de dose para o feixe de 120 kV de T2.



O eixo X, passa pelas aberturas 3, central e 9 do objeto simulador, cujos centros das aberturas estão localizados nas posições 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 32,36 mGy, o valor mínimo de dose foi de 28,18 mGy e a dose média foi de $30,65 \pm 0,68$ mGy. A curva apresentou uma diminuição de valores na região central.

O eixo X registrou valores de dose absorvida aproximados nas posições 3 e 9. Este comportamento da dose pode ser explicado devido ao posicionamento correto do conjunto simulador, em relação ao isocentro do gantry. O menor valor de dose registrado na posição central pode ser explicado pelo fato de que neste ponto o feixe de raios X é sempre filtrado por 8 cm de PMMA, independentemente do sentido de propagação do feixe de raios X.

O eixo Y, passa pelas aberturas 6, central e 12 do objeto simulador, cujos centros das aberturas estão localizados nas posições 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 33,81 mGy, o valor mínimo de dose

absorvida foi de 24,04 mGy e a dose média foi de $29,63 \pm 2,43$ mGy. A curva apresentou um crescimento de valores de dose a partir do seu início.

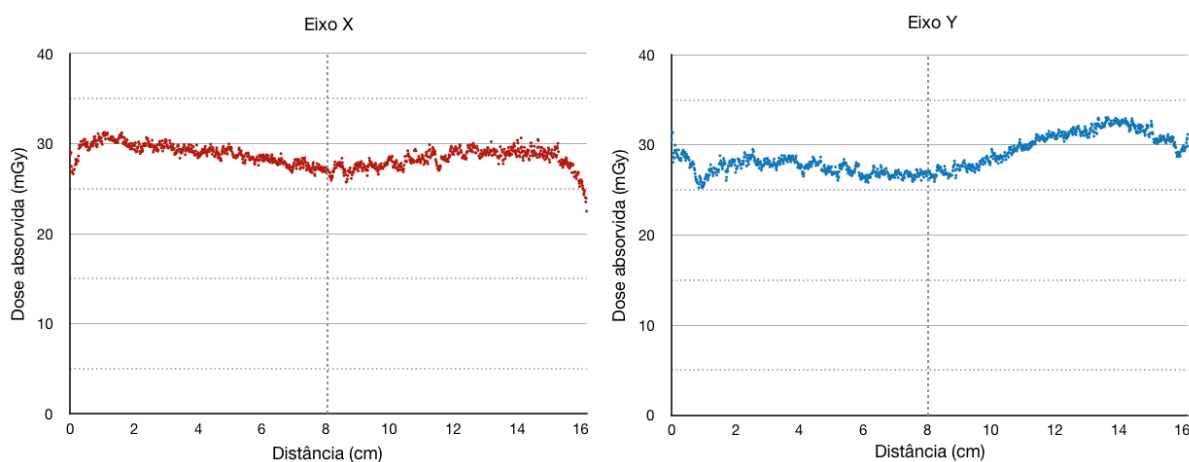
O eixo Y registrou menor valor de dose próximo ao ponto 6, devido ao fato de que neste ponto a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida é do feixe que vem no sentido do chão para o teto, e este feixe é filtrado pela mesa, fazendo com que sua intensidade seja menor.

O maior valor de dose absorvida ocorre na região da abertura 12. Essa é a posição em que a parcela de contribuição do feixe possui menor distância entre a fonte de radiação e a região de abertura 12, além de não sofrer filtração externa como a mesa de exames.

Feixe de 140 kV

A irradiação do conjunto simulador carregado com filme radiocrômico com o feixe de 140 kV, foi realizada com uma carga de 100 mA.s. Na Fig. 34 é apresentado as curvas de variação de dose nos eixos X e Y, para a irradiação com a tensão de alimentação do tubo de raios X de 140kV.

Figura 34 – Perfis de variação de dose para o feixe de 140 kV de T2.



O eixo X, passa pelas aberturas 3, central e 9 do objeto simulador, cujos centros das aberturas estão localizados nas posições 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 31,27 mGy, o valor mínimo de dose foi de 23,52 mGy e a dose média foi de $28,59 \pm 1,16$ mGy. A curva apresentou uma diminuição de valores na região central.

O eixo X registrou maior índice de dose na posição 3, ligeiramente maior que o índice de dose na posição 9. O menor valor foi registrado na posição 6, considerando estes 3 pontos. Este comportamento da dose na posição 3 ser pouco maior que a dose medida na posição 9 pode ser explicado devido a um pequeno deslocamento lateral do conjunto

simulador, em relação ao isocentro, no momento de seu posicionamento. O menor valor de dose registrado na posição central pode ser explicado pelo fato de que neste ponto o feixe de raios X é sempre filtrado por 8 cm de PMMA, independentemente do sentido de propagação do feixe de raios X.

O eixo Y, passa pelas aberturas 6, central e 12 do objeto simulador, cujos centros das aberturas estão localizados nas posições 1, 8 e 15 cm, respectivamente. O valor máximo de dose absorvida registrado nesta curva foi de 33,04 mGy, o valor mínimo de dose absorvida foi de 25,25 mGy e a dose média foi de $28,78 \pm 1,94$ mGy. A curva apresentou um crescimento de valores de dose a partir do seu início.

O eixo Y registrou menor valor de dose próximo ao ponto 6 e central. O menor registro de dose na posição central é devido ao fato de que neste ponto a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida sofre filtração dos raios X com o objeto simulador de PMMA. Seguida da posição central, a posição 6 obteve baixos valores de dose devido ao fato de que, neste ponto, a parcela que mais contribui para a composição da dose absorvida é do feixe que vem no sentido do chão para o teto, e este feixe é filtrado pela mesa, fazendo com que sua intensidade seja menor.

O maior valor de dose absorvida ocorre na região da abertura 12. Essa é a posição em que a parcela de contribuição do feixe possui menor distância entre a fonte de radiação e a região de abertura 12, além de não sofrer filtração externa como a mesa de exames.

4.2.3 Considerações Sobre os Perfis de Variação de Dose

Considerando o comportamento das curvas de variação de dose de todos os feixes registrados, pode-se verificar que para o eixo X a curva tende a ser uma calota com uma depressão na região central. Os valores de dose tendem a ser parecidos entre as aberturas 3 e 9, com centros em 1 e 15 cm e um pouco menor na região central, com centro em 8 cm.

A curva no eixo vertical Y, tende a apresentar-se como uma variação crescente de dose desde o início, com o menor valor de dose absorvida ocorrendo na abertura 6 e a maior na abertura 12, com centros em 1 e 15 cm. A região central tende a apresentar uma dose intermediária entre os valores da abertura, 6 e 12. Esse comportamento se dá para todas as tensões e nos dois equipamentos estudados.

Foi proposto um aumento linear da carga, em 50 mA.s, visando a compensação da diminuição da tensão, para que os valores de dose absorvida nos testes ficassem em uma mesma faixa, para os diferentes valores de tensão. A manutenção de uma carga constante faria com que os valores medidos no menor valor de tensão seria muito menor que aqueles medidos com o maior valor de tensão, visto que a variação de dose com a variação de tensão tende a ser quadrática.

Para o tomógrafo T1 a menor tensão, 80 kV, teve o menor valor médio de dose

absorvida e a tensão de 120 kV, teve o maior valor. Considerando a tensão de 120 kV como referência, a dose absorvida para o feixe gerado com 80 kV foi 40,95% menor, com 100 kV foi 19,90% menor e com 135 kV foi 12,36% menor.

Para o tomógrafo T2 a menor tensão, 80 kV, teve o menor valor médio de dose absorvida e a tensão de 120 kV teve o maior valor. Considerando a tensão de 120 kV como referência, a dose absorvida para o feixe gerado com 80 kV foi 43,39% menor, com 100 kV foi 12,89% menor e com 140 kV foi 6,52% menor.

O comportamento de variação de dose com a variação de tensão, com a compensação de carga, foi semelhante para os dois tomógrafos. O tomógrafo T1 apresentou valores de dose bem menores que aqueles apresentados pelo tomógrafo T2, considerando as tensões aplicadas semelhantes e cargas iguais. Uma razão para isso, é que o tomógrafo T1 tem uma abertura maior fazendo com que a distância foco do feixe ao arco detector seja maior. A característica divergente do feixe faz com que a densidade de fótons que chega ao conjunto simulador seja menor para o tomógrafo T1. Outros fatores associados a esta questão estão relacionados às características de filtração do feixe e ao rendimento do tubo de raios X.

4.3 Valores de $CTDI_{vol}$

Foram calculados os valores de $CTDI_{vol}$ a partir das medidas de $CTDI_{100}$ realizadas com a câmara de ionização tipo lápis da RADCAL ACCU-GOLD, modelo 10X6-3CT. A partir dos perfis de variação de dose em X e Y, obtidos dos registros nas folhas de filme radiocrômico Gafchromic XR-QA2, foram identificados os valores de $CTDI_{100}$, relativos às posições 3, 6, 9, 12 e central do objeto simulador e foram calculados os valores de $CTDI_{vol}$.

4.3.1 Filme Radiocrômico

Os valores de dose absorvidas ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas registradas com os filmes são apresentados nas Tabelas 7 a 14, e o valor calculado de $CTDI_{vol}$ para os tomógrafos T1 e T2 nas quatro tensões de cada um deles. Os valores de intensidade em EC registrados nos filmes, para as posições das aberturas do objeto simulador de cabeça (3, 6, 9, 12 e central) foram convertidos em dose absorvida (mGy). Na coluna identificada como CC foi utilizada a curva de calibração para a obtenção dos valores de dose absorvida e como FC foi utilizado o coeficiente de conversão linear para a região de dose registrada nos filmes.

Tomógrafo T1

Na Tab. 7 é apresentado os valores de dose absorvida ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas obtidas pelos registros nos filmes, para a alimentação do tubo de raios X com

uma tensão de 80 kV e carga de 250 mA.s.

Tabela 7 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 80 kV em T1.

Posição	CC		FC	
	Média	SD	Média	SD
3	6,86	0,23	6,71	0,23
6	6,04	0,19	6,22	0,20
9	5,22	0,22	5,68	0,24
12	7,95	0,19	7,30	0,17
C	6,07	0,23	6,24	0,23
$CTDI_{vol}$	6,37	0,21	6,40	0,22

Os valores de dose absorvida encontrados para cada uma das posições foram muito parecidos, independentemente do método utilizado para conversão de EC em mGy. A posição 12 registrou os maiores valores de dose, sendo $7,95 \pm 0,19$ utilizando a CC e $7,30 \pm 0,17$ utilizando o FC. A posição 9 registrou os menores valores de dose, sendo $5,22 \pm 0,22$ utilizando a CC e $5,68 \pm 0,24$ utilizando o FC. Os valores de $CTDI_{vol}$ apresentaram proximidade, variando em 0,03 mGy em seu valor médio e estando dentro da faixa de variação do desvio padrão.

Na Tab. 8 é apresentado os valores de dose absorvida ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas obtidas pelos registros nos filmes, para a alimentação do tubo de raios X com uma tensão de 100 kV e carga de 200 mA.s.

Tabela 8 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 100 kV em T1.

Posição	CC		FC	
	Média	SD	Média	SD
3	10,04	0,16	9,74	0,16
6	8,21	0,11	8,79	0,12
9	9,71	0,09	9,58	0,09
12	9,87	0,09	9,66	0,09
C	9,47	0,12	9,48	0,11
$CTDI_{vol}$	9,46	0,11	9,46	0,11

Os valores de dose absorvida pontuais em mGy a partir dos valores de intensidade em EC, obtidos através da CC e do FC, apresentaram proporcionalidade devido as concordâncias pontuais para os maiores e menores valores de dose absorvida. Dentre as posições levantadas, a posição 3 registrou os maiores valores de dose, sendo $10,04 \pm 0,16$ utilizando a CC e $9,74 \pm 0,16$ utilizando o FC. A posição 6 registrou os menores valores de dose, sendo $8,21 \pm 0,11$ utilizando a CC e $8,79 \pm 0,12$ utilizando o FC. Os valores calculados de $CTDI_{vol}$ foram iguais tanto utilizando a CC ou o FC.

Na Tab. 9 é apresentado os valores de dose absorvida ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas obtidas pelos registros nos filmes, para a alimentação do tubo de raios X com uma tensão de 120 kV e carga de 150 mA.s.

Tabela 9 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 120 kV em T1.

Posição	CC		FC	
	Média	SD	Média	SD
3	10,66	0,19	11,24	0,21
6	9,82	0,13	10,82	0,14
9	12,84	0,15	12,21	0,14
12	11,35	0,13	11,57	0,13
C	12,52	0,15	12,08	0,16
$CTDI_{vol}$	11,62	0,15	11,67	0,16

Os valores de dose absorvida pontuais, obtidos através da CC e FC, apresentaram proporcionalidade devido as concordâncias pontuais para os maiores e menores valores de dose absorvida. Dentre as posições, a posição 6 registrou os menores valores de dose, sendo $9,82 \pm 0,13$ utilizando a CC e $10,82 \pm 0,14$ utilizando o FC. A posição 9 registrou os maiores valores de dose, sendo $12,84 \pm 0,15$ utilizando a CC e $12,21 \pm 0,14$ utilizando o FC. Os valores de $CTDI_{vol}$ apresentaram proximidade, variando em 0,05 mGy.

Na Tab. 10 é apresentado os valores de dose absorvida ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas obtidas pelos registros nos filmes, para a alimentação do tubo de raios X com uma tensão de 135 kV e carga de 100 mA.s.

Tabela 10 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 135 kV em T1.

Posição	CC		FC	
	Média	SD	Média	SD
3	10,60	0,14	10,59	0,15
6	8,93	0,17	9,55	0,16
9	9,69	0,19	10,04	0,17
12	11,13	0,11	10,90	0,10
C	11,11	0,13	10,89	0,14
$CTDI_{vol}$	10,43	0,15	10,47	0,15

Os valores de dose absorvida pontuais, obtidos através da CC e FC, apresentaram proporcionalidade devido as concordâncias pontuais para os maiores e menores valores de dose absorvida. Dentre as posições selecionadas, a posição 12 registrou os maiores valores de dose, sendo $11,13 \pm 0,11$ utilizando a CC e $10,90 \pm 0,10$ utilizando FC. A posição 6 registrou os menores valores de dose, sendo $8,93 \pm 0,17$ utilizando CC e $9,55 \pm 0,16$ utilizando o FC. Os valores de $CTDI_{vol}$ apresentaram proximidade, variando em 0,04 mGy.

Tomógrafo T2

Na Tab. 11 é apresentado os valores de dose absorvida ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas obtidas pelos registros nos filmes, para a alimentação do tubo de raios X com uma tensão de 80 kV e carga de 250 mA.s.

Tabela 11 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 80 kV em T2.

Posição	CC		FC	
	Média	SD	Média	SD
3	19,28	0,33	18,00	0,33
6	15,35	0,29	16,33	0,31
9	17,76	0,32	17,40	0,32
12	21,20	0,38	18,71	0,33
C	14,40	0,33	16,34	0,33
$CTDI_{vol}$	17,07	0,33	17,19	0,32

Os valores de dose absorvida pontuais, obtidos através da CC e do FC, apresentaram proporcionalidade devido as concordâncias pontuais para os maiores e menores valores de dose absorvida. Dentre as posições selecionadas, a posição 12 registrou o maior valor de dose, sendo $21,20 \pm 0,38$ utilizando a CC e $18,71 \pm 0,33$ utilizando o FC. Comparando as posições 3 e 9, verificou-se que houve um deslocamento do conjunto simulador na direção da posição 3, fazendo com que as doses neste ponto fossem aumentadas em relação ao ponto 9. A posição 6 registrou os menores valores de dose, sendo $15,35 \pm 0,29$ utilizando o FC e $16,33 \pm 0,31$ utilizando a CC. Os valores de $CTDI_{vol}$ apresentaram proximidade, variando em 0,12 mGy.

Na Tab. 12 é apresentado os valores de dose absorvida ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas obtidas pelos registros nos filmes, para a alimentação do tubo de raios X com uma tensão de 100 kV e carga de 200 mA.s.

Tabela 12 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 100 kV em T2.

Posição	CC		FC	
	Média	SD	Média	SD
3	22,45	0,41	24,25	0,45
6	21,87	0,20	23,92	0,22
9	26,93	0,35	26,54	0,35
12	33,12	0,33	29,24	0,29
C	26,28	0,19	26,18	0,16
$CTDI_{vol}$	26,15	0,28	26,05	0,27

Os valores de dose absorvida pontuais, obtidos através da CC e FC, apresentaram

proporcionalidade devido as concordâncias pontuais para os maiores e menores valores de dose absorvida. Dentre as posições, a posição 12 registrou os maiores valores de dose, sendo $33,12 \pm 0,33$ utilizando CC e $29,24 \pm 0,29$ utilizando FC. A posição 6 registrou os menores valores de dose, sendo $21,87 \pm 0,20$ utilizando CC e $23,92 \pm 0,22$ utilizando FC. Os valores de $CTDI_{vol}$ apresentaram proximidade, variando em 0,10 mGy.

Na Tab. 13 é apresentado os valores de dose absorvida ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas obtidas pelos registros nos filmes, para a alimentação do tubo de raios X com uma tensão de 120 kV e carga de 150 mA.s.

Tabela 13 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 120 kV em T2.

Posição	CC		FC	
	Média	SD	Média	SD
3	32,88	0,29	31,49	0,29
6	21,00	0,40	25,43	0,36
9	31,21	0,50	30,77	0,51
12	35,87	0,33	32,71	0,31
C	29,22	0,20	29,86	0,35
$CTDI_{vol}$	29,90	0,32	30,02	0,36

Os valores de dose absorvida pontuais, obtidos através da CC e FC, apresentaram proporcionalidade devido as concordâncias pontuais para os maiores e menores valores de dose absorvida. A posição 12 registrou os maiores valores de dose, sendo $35,87 \pm 0,33$ utilizando CC e $32,71 \pm 0,31$ utilizando FC. A posição 6 registrou os menores valores de dose, sendo $21,00 \pm 0,40$ utilizando CC e $25,43 \pm 0,36$ utilizando FC. Os valores de $CTDI_{vol}$ apresentaram proximidade, variando em 0,12 mGy.

Na Tab. 14 é apresentado os valores de dose absorvida ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas obtidas pelos registros nos filmes, para a alimentação do tubo de raios X com uma tensão de 140 kV e carga de 100 mA.s.

Tabela 14 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para 140 kV em T2.

Posição	CC		FC	
	Média	SD	Média	SD
3	32,30	0,49	30,80	0,47
6	24,66	0,50	26,22	0,53
9	28,89	0,53	28,87	0,53
12	32,76	0,70	31,05	0,66
C	25,66	0,36	26,87	0,37
$CTDI_{vol}$	28,32	0,49	28,45	0,49

Os valores de dose absorvida pontuais, obtidos através da CC e FC, apresentaram proporcionalidade devido as concordâncias pontuais para os maiores e menores valores de dose absorvida. A posição 12 registrou os maiores valores de dose, sendo $32,76 \pm 0,70$ utilizando CC e $31,05 \pm 0,66$ utilizando FC. A posição 6 registrou os menores valores de dose, sendo $24,66 \pm 0,50$ utilizando CC e $26,22 \pm 0,53$ utilizando FC. Os valores de $CTDI_{vol}$ apresentaram proximidade, variando em 0,13 mGy no valor médio da dose absorvida.

4.3.2 Câmara de Ionização

Os valores de dose absorvida ($CTDI_{100}$) e o desvio padrão das medidas realizadas com a câmara lápis são apresentados pelas tabelas 15 e 16, além dos valores calculados de $CTDI_{vol}$, para os tomógrafos T1 e T2 nas quatro tensões de cada um deles.

Tomógrafo T1

Na Tab. 15 é apresentado os valores de $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$, bem como os respectivos valores de desvio padrão (SD) das medidas realizadas com a câmara de ionização do tipo lápis, para a alimentação do tubo de raios X com as tensões de 80, 100, 120 e 135 kV e suas respectivas cargas de 250, 200, 150 e 100 mA.s, do tomógrafo T1.

Tabela 15 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para T1.

Posição	Tensão (kV)							
	80		100		120		135	
	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD
3	5,99	0,13	8,97	0,08	11,12	0,05	9,98	0,16
6	6,13	0,15	9,15	0,04	11,25	0,11	10,07	0,71
9	6,81	0,23	9,72	0,13	11,26	0,08	10,81	0,95
12	7,65	0,25	10,79	0,07	12,94	0,11	11,47	0,28
C	5,85	0,13	9,03	0,12	11,26	0,08	10,13	0,30
$CCTDI_{vol}$	6,38	0,17	9,45	0,09	11,64	0,10	10,43	0,45

A irradiação do objeto simulador com o feixe de raios X gerado com a tensão de 80kV e carga de 250 mA.s, apresentou maior registro de deposição de dose ($CTDI_{100}$) na posição 12 com 7,65 mGy. O menor registro foi na posição central, com 5,85 mGy. Isto se deve ao fato de que na composição da dose na posição central o feixe de raios X é sempre filtrado pelo PMMA do objeto simulador, reduzindo sua intensidade ao chegar no centro.

Para o feixe de raios X gerado com a tensão de 100kV, maior registro na posição 12 e carga de 200 mA.s, com 10,79 mGy. O menor registro foi na posição 3, com 8,97 mGy, seguido da posição central, com 9,03 mGy. Comparando o valor de dose absorvida das

posições 3 e 9 observa-se uma diferença que indica que o objeto simulador ficou deslocado horizontalmente, fazendo com que a dose na posição 9 fosse maior que na posição 3.

O feixe gerado com a tensão de 120kV e carga de 150 mA.s, apresentou maior registro na posição 12, com 12,94 mGy. O menor registro foi na posição 3 com 11,12 mGy. Nas posições 6, 9 e central, a dose foi semelhante.

O protocolo com o feixe gerado com a tensão de 135kV e carga de 100 mA.s, apresentou maior registro na posição 12, com 11,47 mGy. O menor registro de dose foi apresentado na posição 3 com 9,98 mGy, seguido da posição 6, com 10,07 mGy. Este último se deve à interação dos raios X com a mesa.

Comparando as medições realizadas no equipamento T1, a posição 12 registrou os maiores valores de dose para os quatro valores de tensão disponíveis no equipamento. Este comportamento ocorre devido a maior distância da posição 12 em relação à mesa, visto que o feixe de raios X incidido nesta posição tenderá a sofrer menos influência de filtração exercida pela mesa de exames durante a rotação do tubo. Para os menores valores de dose, houve uma variação entre os pontos 3, 6 e central.

Tomógrafo T2

Na Tab. 16 é apresentado os valores de $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$, bem como os respectivos valores de desvio padrão (SD) das medidas realizadas com a câmara de ionização do tipo lápis, para a alimentação do tubo de raios X com as tensões de 80, 100, 120 e 140 kV e cargas de 250, 200, 150 e 100 mA.s, do tomógrafo T2.

Tabela 16 – Índices de dose absorvida $CTDI_{100}$ e $CTDI_{vol}$ para T2.

Posição	Tensão (kV)							
	80		100		120		140	
	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD
3	18,22	0,15	27,13	0,45	30,92	0,03	29,04	0,13
6	15,00	0,05	25,13	0,24	28,84	0,14	27,64	0,15
9	17,82	0,14	26,91	0,17	30,22	0,06	28,57	0,12
12	21,54	0,25	29,57	0,18	33,96	0,60	31,07	0,27
C	15,25	0,05	23,65	0,19	27,81	0,05	26,96	0,20
$CTDI_{vol}$	17,18	0,12	26,01	0,24	29,93	0,15	28,37	0,18

A irradiação do objeto simulador com o feixe de raios X gerado com a tensão de 80 kV apresentou maior registro na posição 12 com 21,54 mGy. O menor registro foi apresentado na posição 6, com 15,00 mGy, devido a interação dos raios X com a mesa, seguido da posição central, com 15,25 mGy, devido a interação dos raios X com o objeto simulador de PMMA.

Para o feixe de raios X gerado com a tensão de 100kV, o maior registro de dose ocorreu na posição 12 com 29,57 mGy. O menor registro foi apresentado na posição central, com 23,65 mGy, devido a interação dos raios X com o objeto simulador de PMMA, seguido da posição 6, com 25,13 mGy, devido a interação dos raios X com a mesa.

O feixe gerado com a tensão de 120kV apresentou maior registro na posição 12 com 33,96 mGy. O menor registro foi apresentado na posição central, com 27,81 mGy, devido a interação dos raios X com o objeto simulador de PMMA, seguido da posição 6, com 28,84 mGy, devido a interação dos raios X com a mesa.

Para a irradiação do objeto simulador com a tensão de 140kV apresentou maior registro na posição 12 com 31,07 mGy. O menor registro foi apresentado na posição central, com 26,96 mGy, devido a interação dos raios X com o objeto simulador de PMMA, seguido da posição 6, com 27,64 mGy, devido a interação dos raios X com a mesa.

Avaliando os protocolos de irradiação do tomógrafo T2, observa-se que posição 12 apresentou os maiores registros de dose para os quatro valores de tensão disponíveis no equipamento. Os menores registros de dose foram apresentados, de modo geral, na posição central, seguida pelos registros na posição 6.

4.3.3 Comparação dos Valores de $CTDI_{vol}$

Na Tab. 17 é apresentado os valores de $CTDI_{vol}$ obtidos para os dois tomógrafos T1 e T2, nos quatro valores de tensão de alimentação do tubo de raios X de cada um deles e utilizando as medições realizadas com a câmara de ionização tipo lápis e o filme radiocrômico. Para o filme radiocrômico a conversão da intensidade (EC) em dose absorvida (mGy) foram utilizadas a curva de calibração (CC) e o fator de conversão linear (FC).

Tabela 17 – Valores de $CTDI_{vol}$.

Tomógrafo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Câmara		Filme CC		Filme FC	
			Média	SD	Média	SD	Média	SD
T1	135	100	10,43	0,45	10,43	0,15	10,47	0,15
	120	150	11,64	0,10	11,62	0,15	11,67	0,16
	100	200	9,45	0,09	9,46	0,11	9,46	0,11
	80	250	6,38	0,17	6,37	0,21	6,40	0,22
T2	140	100	28,37	0,18	28,32	0,49	28,45	0,49
	120	150	29,93	0,15	29,90	0,32	30,02	0,36
	100	200	26,01	0,24	26,15	0,28	26,05	0,27
	80	250	17,18	0,12	17,07	0,33	17,19	0,32

Os valores de $CTDI_{vol}$ apresentaram equivalência entre as duas formas de medição de dose, com a câmara e com o filme radiocrômico. Comparando os dois métodos de obtenção da dose absorvida com o filme radiocrômico, usando CC e FC, eles foram muito

parecidos, e isso se deve ao fato de que os valores de dose medidos ($CTDI_{100}$) são valores próximos o que reduz a distorção causada pelo uso de uma função linear como o FC.

De modo geral, as doses medidas com o filme utilizando as curvas de calibração, foram ligeiramente mais próximas dos valores de $CTDI_{vol}$ obtidos com a medidas da câmara de ionização. Isto se deve à geração de curvas de calibração específicas para cada um dos testes, o que reduziu a margem de erro.

O uso do pitch igual a 1, reduz consideravelmente a oscilação que ocorre na curva do MSAD, razão pela qual a captura de apenas um ponto dessa curva, na região do plato, permitiu utilizar o filme como modo de obtenção de $CTDI_{vol}$. Caso fossem utilizadas varreduras com valores de pitch distantes de 1, as oscilações da deposição da dose longitudinal implicaria em um pequeno erro no calculo do valor de $CTDI_{vol}$.

Referências

AAPM. *Report no. 96: The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. Colege Park: American Association of Physicists in Medicine, 2008. 28 p.

AAPM. Size-specific dose estimates (ssde) in pediatric and adult body ct examinations. *American Association of Physicists in Medice*, v. 204, p. 1–30, 2011.

ABURJAILE, W. N. *Desenvolvimento de objeto simulador pediátrico para dosimetria em varreduras de tomografia computadorizada do tórax*. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2017.

ABURJAILE, W. N. *Redução de dose em varreduras de tomografia computadorizada de tórax - otimização de protocolos utilizando objetos simuladores adultos e pediátricos*. Tese (Doutorado em Ciências e Técnicas Nucleares) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2021.

ALONSO, T. C.; MOURÃO, A. P.; SILVA, T. A. D. Measurements of air kerma index in computed tomography: A comparison among methodologies. *Applied Radiation and Isotopes*, Elsevier, v. 138, p. 10–13, 2018.

ASHLAND. *GAFCHROMIC XR-QA2*. Wilmington, Delaware: [s.n.], 2023. Disponível em: <<https://www.ashland.com/>>. Acesso em: 27 apr. 2023.

BRADY, S. *et al.* Implementation of radiochromic film dosimetry protocol for volumetric dose assessments to various organs during diagnostic ct procedures. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 37, n. 9, p. 4782–4792, 2010.

BUSHONG, S. C. *Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção*. Houston, Texas: Elsevier, 2010.

COSTA, K. C. *et al.* Radiochromic film calibration for dosimetry in computed tomography tests. 2017.

DANCE, D. *et al.* Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. endorsed by: American association of physicists in medicine, asia-oceania federation of organizations for medical physics, european federation of organisations for medical physics. 2014.

DEVIC, S. Radiochromic film dosimetry: past, present, and future. *Physica medica*, Elsevier, v. 27, n. 3, p. 122–134, 2011.

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.

FERNANDES, L. C. *Estudos dosimétricos das varreduras de cabeça em tomografia computadorizada: avaliação da qualidade de imagem visando à otimização de protocolos*. Universidade Federal de Minas Gerais, 2018.

- GOMEZ, A. M. L. *Estudo de dosimetria e qualidade de imagem em varreduras de tomografia computadorizada de cabeça utilizando objeto simulador*. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2017.
- GOMEZ, M.; MOURÃO, A. P. Radiochromic film calibration for dosimetry in chest ct scans. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 9, n. 1A, 2021.
- GOO, H. W. Ct radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists. *Korean journal of radiology*, The Korean Society of Radiology, v. 13, n. 1, p. 1–11, 2012.
- GOTANDA, R. *et al.* Computed tomography phantom for radiochromic film dosimetry. *Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine*, Springer, v. 30, p. 194–199, 2007.
- IAEA. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice Publication 457*. [S.l.]: International Atomic Energy Agency, 2007.
- KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *Khan's the physics of radiation therapy*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- MORIN, R. L.; GERBER, T. C.; MCCOLLOUGH, C. H. Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation*, Am Heart Assoc, v. 107, n. 6, p. 917–922, 2003.
- MOURÃO, A. P. *Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações*. 2. ed. São Caetano do Sul: Difusão Editora, 2018.
- MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, F. A. de. *Fundamentos de radiologia e imagem*. [S.l.]: Difusão Editora, 2009.
- MOURÃO, A. P.; SANTOS, F. S. Axial dose profile in head ct scan using a 140 kv x-ray beam. *International Journal of Radiology and Imaging Technology*, ClinMed International Library, Wilmington, USA, v. 9, n. 1, p. 5, 2023.
- NIST. *National Institute of Standards and Technology*. Gaithersburg, USA: [s.n.], 2022. Disponível em: <www.nist.gov>. Acesso em: 21 mar. 2022.
- OLIVEIRA, B. B.; MOURÃO, A. P.; SILVA, T. A. d. Estimativa dos valores de msad em procedimentos de tomografia computadorizada utilizando filmes radiocrômicos. *Radiologia Brasileira*, SciELO Brasil, v. 46, p. 96–100, 2013.
- OLIVEIRA, G. A. P. *Avaliação de protocolos de varreduras por tomografia computadorizada de cabeça de recém-nascidos*. 82 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.
- PERNICKA, F.; MCLEAN, I. *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. [S.l.]: International Atomic Energy Agency Vienna, Austria, 2007.
- PORTELA, C. F. T. *et al.* Avaliações de altas doses em pequenos campos utilizando filmes radiocrômicos. Universidade Federal de Minas Gerais, 2020.
- RADICAL. *The Chamber for Computed Tomography Dose Index (CTDI)*. California, USA: [s.n.], 2023. Disponível em: <<https://radcal.com/10x6-3ct-ct-ctdi-ion-chamber/>>. Acesso em: 09 maio 2022.

ROMANS, L. *Computed Tomography for Technologists: A comprehensive text*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2018. 402 p.

SANTOS, F. S. *Desenvolvimento de objetos simuladores de cabeça para dosimetria e otimização de protocolos em tomografia computadorizada*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Minas Gerais, 2023.

TACK, D.; GEVENOIS, P. A.; ABADA, H. *Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography*. New York: Springer, 2007.