



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

**Fernanda Stephanie Santos**

**DESENVOLVIMENTO DE OBJETOS SIMULADORES DE CABEÇA PARA  
DOSIMETRIA E OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS EM TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA**

**Belo Horizonte**  
**2023**

**Fernanda Stephanie Santos**

**DESENVOLVIMENTO DE OBJETOS SIMULADORES DE CABEÇA  
PARA DOSIMETRIA E OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS EM  
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

**Tese de Doutorado apresentado ao Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Ciências e Técnicas Nucleares.**

**Área de Concentração: Ciências das Radiações**

**Orientador: Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourão**

**Belo Horizonte**

**2023**

S237d

Santos, Fernanda Stephanie.

Desenvolvimento de objetos simuladores de cabeça para dosimetria e otimização de protocolos em tomografia computadorizada [recurso eletrônico] / Fernanda Stephanie Santos. - 2023.

1 recurso online (109 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 102-105.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Otimização - Teses. 3. Radiação - Dosimetria - Teses. 4. Radiografia - Qualidade da imagem - Teses. 5. Tomografia - Teses. I. Mourão Filho, Arnaldo Prata. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.039(043)



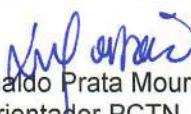
## FOLHA DE APROVAÇÃO

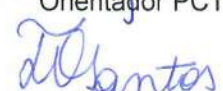
### **DESENVOLVIMENTO DE OBJETOS SIMULADORES DE CABEÇA PARA DOSIMETRIA E OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**


### **FERNANDA STEPHANIE SANTOS**

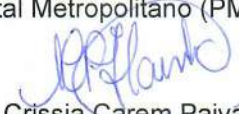
Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito para obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

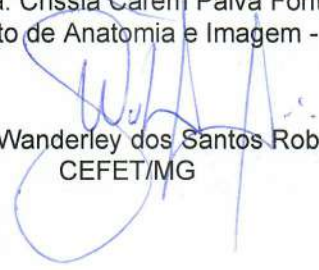
Aprovada em 16 de fevereiro de 2023, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourao Filho -  
Orientador PCTN

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

  
Dra. Wadia Namen Aburjaile  
Hospital Metropolitano (PMBH)

  
Prof(a). Dra. Crissia Carem Paiva Fontainha  
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG

  
Prof. Dr. Wanderley dos Santos Roberto  
CEFET/MG

Belo Horizonte, 16 de fevereiro de 2023.

*Este trabalho é dedicado aos meus pais e irmãos que sempre me deram apoio e incentivo,  
permitindo, assim, a sua realização.*

# Agradecimentos

Primeiramente agradeço a Deus por toda força, por estar sempre comigo, me guiando nessa trajetória, pela sabedoria, pela proteção, pela saúde e por seguir em frente.

À minha mãe Maria Dinalva e ao meu pai Adilson que sempre me acompanharam, me apoiaram e incentivaram a estudar e seguir meus sonhos. À minha querida irmã Giselle que, mesmo estando longe em outro país, sempre me ajudou e apoiou em tudo que eu sempre precisei. Ao meu irmão Ederson pela paciência e apoio. As minhas irmãs Larissa e Júlia, aos meus sobrinhos, tios, primos e cunhados, que torceram e acreditaram na minha vitória, vocês são a base que me sustenta e me dá força para seguir.

Ao Professor Doutor Arnaldo Prata Mourão, meu orientador, pela oportunidade de ser sua aluna e por sua ótima orientação. Muito obrigada por todo seu apoio, paciência, confiança, disponibilidade, agilidade e incentivo durante esses seis anos de orientação. Muito obrigada por todo apoio durante todos esses anos e na pandemia, estando sempre disponível e me motivando. Você é o melhor orientador que um aluno pode ter.

Ao Departamento de Engenharia Nuclear, aos Professores e a secretária Aline, que deram todo suporte.

Ao nosso grupo de pesquisa do CENEB por todo trabalho em equipe e ajuda. Especialmente a Wadia, Fernanda, Maurício, Mabel e Caio.

Aos amigos da "Gota Louca" e do DEN, por todo apoio e momentos de descontração.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo financiamento do doutorado.

Ao Centro de Imagem Molecular da Faculdade de Medicina da UFMG, em especial a Professora e Doutora Priscila Santana do Carmo, pelo apoio e ajuda na manipulação do equipamento de PET/CT na realização dos testes.

A Doutora Wadia Namen Aburjaile e ao Professor Giovanni Antônio Paiva de Oliveira pelo apoio e ajuda para a coleta dos dados.

Ao Técnico em Radiologia Eler da Silva Reis pelo apoio e ajuda na manipulação da TC no Hospital das Clínicas-UFMG para coleta de dados.

A todos os meus amigos que me incentivaram, ajudaram e acreditaram em mim nessa jornada. Em especial ao Hayder, Amanda, Dinalva, Nilce, Mariana, Rafinha, Fofis e Marina.

*“Nada na vida deve ser temido, somente compreendido. Agora é hora de compreender mais para  
temer menos”  
(Marie Curie)*

# Resumo

As varreduras de tomografia computadorizada (TC) promovem uma maior exposição do paciente à radiação do que um exame de radiografia convencional. Esses exames contribuem para o aumento da dose absorvida pelo paciente e da dose coletiva da população, sendo uma preocupação para a saúde pública. Assim sendo, existe a necessidade de aperfeiçoar os protocolos de aquisição de imagens, visando reduzir as doses, sem o prejuízo da qualidade diagnóstica da imagem. Os protocolos de varredura de TC de cabeça e pescoço estão entre aqueles que mais depositam dose em pacientes e conseqüentemente, aumentam o risco de desenvolvimento de cânceres, principalmente em bebês, crianças e adolescente. Além disso, os riscos dos efeitos estocásticos são maiores para as crianças, devido à radiosensibilidade tecidual aliada à maior expectativa de vida e pelo fato de volumes menores receberem maiores doses em TC. O desenvolvimento de objetos simuladores permite determinar os valores de doses absorvidas em pacientes, quando representam adequadamente o indivíduo, tanto em sua composição, como em seu volume. Para o desenvolvimento deste trabalho foram confeccionados quatro objetos simuladores cilíndricos feitos de polimetilmetacrilato (PMMA) que representaram diferentes volumes de cabeça de crianças e adultos, com diâmetros de 11, 12, 13 e 16 cm. Os objetos simuladores foram submetidos a varreduras de TC em quatro serviços de radiodiagnóstico distintos de Belo Horizonte utilizando o protocolo de rotina de cada serviço. A fatia central dos objetos simuladores foi irradiada sucessivamente e as mediações foram realizadas com uma câmara de ionização do tipo lápis em cinco pontos distintos de cada objeto simulador. Foram obtidos os valores de dose absorvida para cada objeto simulador de forma a comparar a variação de dose entre objetos simuladores e entre os serviços de radiodiagnóstico. A partir desses dados, foram testados diferentes protocolos de aquisição utilizando diferentes valores de tensão de alimentação do tubo de raios X (70, 80, 100 e 120 kV) e carga (mA.s). Dentre os protocolos de aquisição testados foram selecionados como ótimos aqueles que apresentaram o menor valor de dose absorvida, definido pelo Índice de Dose Volumétrico ( $CTDI_{vol}$ ). Como parâmetro de controle dos testes de novos protocolos foi definido que o ruído na imagem da fatia central deveria ser limitado em 1% de modo a garantir a qualidade diagnóstica da imagem. Os valores de dose absorvida ( $CTDI_{vol}$ ) utilizando os protocolos de rotina para varreduras de cabeça variaram entre 23,67 e 50,91 mGy. Protocolos otimizados propostos reduziram a dose absorvida em até 91,04% no menor objeto simulador com 11 cm de diâmetro que representa a cabeça de um recém-nascido.

**Palavras-chave:** Tomografia Computadorizada; Dosimetria; Objetos Simuladores; Qualidade de Imagem.



# Abstract

Computed tomography (CT) scans promote higher patient exposure to radiation than a conventional radiography examination. These tests contribute to increasing the absorbed dose by the patient and the collective dose of the population, being a public health concern. Therefore, there is important to improve image acquisition protocols, aiming to reduce doses, without decreasing the diagnostic quality of the image. Head and neck CT scans are among those that deposit the most dose in patients and, consequently, increase the risk of developing cancers, especially in babies, children and adolescents. In addition, the risks of stochastic effects are higher for children, due to tissue radiosensitivity combined with longer life expectancy and the fact that smaller volumes receive higher doses in CT. The development of human phantoms becomes possible to know the values of absorbed doses in patients, when they adequately represent the individual, as in terms of composition as in volume. For the development of this work, four cylindrical phantoms were made of polymethylmethacrylate (PMMA) that represented different head volumes of children and adults, with diameters of 11, 12, 13 and 16 cm. These phantoms were submitted to CT scans in four different radiodiagnostic services in Belo Horizonte using the routine acquisition protocol of each service. The central slice of the phantoms was successively irradiated and the measurements were performed using a pencil-type ionization chamber at five different points of each head phantom. Absorbed dose values were obtained for each phantom in order to compare the dose variation between phantoms and between radiodiagnostic services. From these data, different acquisition protocols were tested using different values of X-ray tube supply voltage (70, 80, 100 and 120 kV) and load (mA.s). Among the acquisition protocols tested, those that presented the lowest value of absorbed dose, defined by the Volumetric Dose Index ( $CTDI_{vol}$ ), were selected as optimal. As a control parameter for testing new protocols, it was defined that the noise in the central slice image should be limited to 1% in order to guarantee the image diagnostic quality. Absorbed dose values ( $CTDI_{vol}$ ) using routine protocols for head scans ranged from 23.67 to 50.91 mGy. Proposed optimized protocols reduced the absorbed dose by up to 91,04% in the smallest phantom, with 11 cm in diameter that represents a head of newborn patient.

**Keywords:** Computed Tomography; Dosimetry; Human phantom; Image quality.

# Lista de ilustrações

Figura 1 – Distribuição da dose efetiva coletiva de exposições médicas. . . . .	19
Figura 2 – Imagem lateral oblíqua da cabeça e pescoço. . . . .	24
Figura 3 – Imagens de TC de cabeça: (a) corte axial, (b) corte sagital, (c) vista anterior em 3D e (d) vista lateral esquerda em 3D. . . . .	26
Figura 4 – Ilustração esquemática do posicionamento de paciente em aparelho de tomografia computadorizada: vista lateral e posterior. . . . .	27
Figura 5 – Trajetória do feixe de raios X na TC helicoidal. . . . .	27
Figura 6 – Sistema de aquisição de dados de corte único e multicorte. . . . .	28
Figura 7 – Aparelho de TC helicoidal-multicorte. . . . .	29
Figura 8 – Ilustração dos voxels na imagem digital. . . . .	30
Figura 9 – Escala de Hounsfield e de cinzas para os tecidos moles . . . . .	31
Figura 10 – Feixes com diferentes colimações. . . . .	32
Figura 11 – Ilustração da variação da corrente mA com a espessura do objeto. . . . .	33
Figura 12 – Ilustração da definição do pitch na TC helicoidal. . . . .	35
Figura 13 – Gráfico da curva de dose de irradiação da fatia central com a determinação do valor de $CTDI_{100}$ . . . . .	36
Figura 14 – Câmara de ionização tipo lápis. . . . .	39
Figura 15 – Objeto simulador cilíndrico em PMMA de tronco (a) e de cabeça (b). . . . .	40
Figura 16 – Imagem de simulador para a avaliação do ruído na imagem de TC. . . . .	41
Figura 17 – Dimensões do objeto simulador de cabeça adulto padrão (CP) e do tarugo usado para o preenchimento das aberturas. . . . .	44
Figura 18 – Imagens dos objetos simuladores de cabeça de PMMA. . . . .	45
Figura 19 – Câmara de ionização tipo lápis. . . . .	46
Figura 20 – Imagem de corte axial do objeto simulador de cabeça CP com as aberturas identificadas e preenchidas pelos tarugos de PMMA. . . . .	46
Figura 21 – Câmara de ionização tipo lápis posicionada na abertura central (C). . . . .	47
Figura 22 – Região da fatia central no objeto simulador. . . . .	47
Figura 23 – Alinhamento do objeto simulador de cabeça CP com o uso dos lasers. . . . .	48
Figura 24 – Imagem do <i>scout</i> do objeto simulador CP com a demarcação dos limites de varredura. . . . .	49
Figura 25 – Seleção do ROI na imagem de corte axial do objeto simulador de cabeça CP. . . . .	51
Figura 26 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T1 com 120 kV. . . . .	55
Figura 27 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T1 com 100 kV. . . . .	56
Figura 28 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T1 com 80 kV. . . . .	58
Figura 29 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T2 com 120 kV. . . . .	60

Figura 30 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T2 com 100 kV. . . .	61
Figura 31 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T2 com 80 kV. . . .	63
Figura 32 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T3 com 120 kV. . . .	65
Figura 33 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T3 com 100 kV. . . .	66
Figura 34 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T3 com 80 kV. . . .	68
Figura 35 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T4 com 120 kV. . . .	70
Figura 36 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T4 com 100 kV. . . .	71
Figura 37 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T4 com 80 kV. . . .	73
Figura 38 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de <i>kerma</i> no ar para o objeto simulador de cabeça RN, irradiado no tomógrafo T4 com 70 kV. . . .	74
Figura 39 – Valores de $CTDI_{vol}$ para a varredura dos objetos simuladores de cabeça com os protocolos de rotina. . . . .	76
Figura 40 – Valores de $CTDI_{vol}$ para os objetos simuladores de cabeça obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo T1. . . . .	79
Figura 41 – Valores de $CTDI_{vol}$ para os objetos simuladores de cabeça obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo T2. . . . .	82
Figura 42 – Valores de $CTDI_{vol}$ para os objetos simuladores de cabeça obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo T3. . . . .	85
Figura 43 – Valores de $CTDI_{vol}$ para os objetos simuladores de cabeça obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo T4. . . . .	88
Figura 44 – Valores de dose absorvida em mGy para protocolos de aquisição de rotina, otimizado e sugerido do tomógrafo T1 e T2. . . . .	96
Figura 45 – Valores de dose absorvida em mGy para protocolos de aquisição de rotina, otimizado e sugerido do tomógrafo T3 e T4. . . . .	97
Figura 46 – Imagem de corte axial de cabeça com a marcação dos diâmetros ântero-posterior e lateral. . . . .	98

# Lista de tabelas

Tabela 1	–	Protocolo básico de TC de cabeça. . . . .	25
Tabela 2	–	Características dos tomógrafos. . . . .	42
Tabela 3	–	Protocolos de aquisição da irradiação da fatia central. . . . .	49
Tabela 4	–	Protocolos de aquisição de varredura helicoidal, rotina. . . . .	49
Tabela 5	–	Fator de conversão de Ar-PMMA para diferentes valores de tensão. . . . .	50
Tabela 6	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 120 kV no tomógrafo T1. . . . .	54
Tabela 7	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 100 kV no tomógrafo T1. . . . .	55
Tabela 8	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 80 kV no tomógrafo T1. . . . .	57
Tabela 9	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 120 kV no tomógrafo T2. . . . .	59
Tabela 10	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 100 kV no tomógrafo T2. . . . .	60
Tabela 11	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 80 kV no tomógrafo T2. . . . .	62
Tabela 12	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 120 kV no tomógrafo T3. . . . .	64
Tabela 13	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 100 kV no tomógrafo T3. . . . .	65
Tabela 14	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 80 kV no tomógrafo T3. . . . .	67
Tabela 15	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 120 kV no tomógrafo T4. . . . .	69
Tabela 16	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 100 kV no tomógrafo T4. . . . .	70
Tabela 17	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 80 kV no tomógrafo T4. . . . .	72
Tabela 18	–	Valores de $C_{k,PMMA,100}$ , $C_w$ e $CTDI_w$ em mGy para o objeto simulador de cabeça RN irradiado com o feixe de 70 kV no tomógrafo T4. . . . .	73
Tabela 19	–	Valores de $CTDI_{vol}$ em mGy para os protocolos de aquisição de rotina. . . . .	75
Tabela 20	–	Valores de $CTDI_{vol}$ em mGy para os protocolos de aquisição de rotina. . . . .	76
Tabela 21	–	Valores de $CTDI_{vol}$ em mGy das varreduras testadas no tomógrafo T1. . . . .	77
Tabela 22	–	Valores de ruído obtidos para as varreduras testadas no tomógrafo T1. . . . .	80
Tabela 23	–	Valores de $CTDI_{vol}$ em mGy das varreduras testadas no tomógrafo T2. . . . .	81
Tabela 24	–	Valores de ruído obtidos para as varreduras testadas no tomógrafo T2. . . . .	83
Tabela 25	–	Valores de $CTDI_{vol}$ em mGy das varreduras testadas no tomógrafo T3. . . . .	84
Tabela 26	–	Valores de ruído obtidos para as varreduras testadas no tomógrafo T3. . . . .	86

Tabela 27 – Valores de $CTDI_{vol}$ em mGy das varreduras testadas no tomógrafo T4. . . .	87
Tabela 28 – Valores de ruído obtidos para as varreduras testadas no tomógrafo T4. . . .	89
Tabela 29 – Protocolos de aquisição otimizados. . . . .	90
Tabela 30 – Protocolos sugeridos para cada tomógrafo. . . . .	92
Tabela 31 – Valores de dose absorvida em mGy para diferentes protocolos de aquisição. .	93
Tabela 32 – Variação da dose absorvida em paciente com o volume da cabeça para varreduras de TC. . . . .	95
Tabela 33 – Comprimentos para a determinação do protocolo de aquisição. . . . .	98

# Lista de abreviaturas e siglas

AP	Adulto Pequeno
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AAPM	Associação Americana de Física Médica
CA	Cabeça Adulto
CP	Cabeça Padrão
C13	Cabeça com 13 cm
C12	Cabeça com 12 cm
CEFET-MG	Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais
CENEB	Centro de Engenharia Biomédica
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
DEN	Departamento de Engenharia Nuclear
DICOM	<i>Digital Imaging Communications</i>
HU	<i>Hounsfield Unit</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
MG	Minas Gerais
MDCT	<i>Multi Detector Computed Tomography</i>
NCRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
NIST	<i>National Institute of Standards and Technology</i>
NRD	Níveis de Referência de Diagnóstico
OCDE	Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Econômico
PMMA	Polimetilmetacrilato
PP	Paciente Pediátrico
ROI	<i>Region of interest</i>
RN	Recém-Nascido

SCOUT	Topograma
SD	Desvio Padrão
TC	Tomografia Computadorizada
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
UNSCEAR	Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica
WHO	<i>World Health Organization</i>

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>18</b>
<b>1.1</b>	<b>Relevância do Trabalho</b>	<b>20</b>
<b>1.2</b>	<b>Objetivos</b>	<b>21</b>
1.2.1	Objetivo Geral	21
1.2.2	Objetivos Específicos	22
<b>1.3</b>	<b>Organização do Trabalho</b>	<b>22</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>24</b>
<b>2.1</b>	<b>Anatomia de Cabeça e Pescoço</b>	<b>24</b>
<b>2.2</b>	<b>Tomografia Computadorizada de Cabeça</b>	<b>25</b>
<b>2.3</b>	<b>Tecnologia dos Aparelhos de TC</b>	<b>26</b>
<b>2.4</b>	<b>Princípios da Geração de Imagens</b>	<b>29</b>
<b>2.5</b>	<b>Parâmetros de Controle em Tomografia Computadorizada</b>	<b>31</b>
2.5.1	A Colimação do Feixe	31
2.5.2	A Corrente de Alimentação do Tubo de Raios X	32
2.5.3	A Alta Tensão de Alimentação do Tubo de Raios X	33
2.5.4	O Tempo de Varredura	34
2.5.5	O Pitch	34
<b>2.6</b>	<b>Dosimetria em TC</b>	<b>35</b>
2.6.1	Índice de Dose em Tomografia Computadorizada	35
2.6.2	Medida de Dose em TC	36
2.6.3	Índice de Dose Ponderado	37
2.6.4	Índice de Dose Volumétrico	37
<b>2.7</b>	<b>Câmara de Ionização</b>	<b>38</b>
<b>2.8</b>	<b>Objetos Simuladores</b>	<b>39</b>
<b>2.9</b>	<b>Qualidade da Imagem na TC</b>	<b>40</b>
2.9.1	Resolução Espacial	40
2.9.2	Resolução de Contraste	40
2.9.3	Ruído	41
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>42</b>
<b>3.1</b>	<b>Os Tomógrafos</b>	<b>42</b>
<b>3.2</b>	<b>Objetos Simuladores de Cabeça</b>	<b>43</b>
<b>3.3</b>	<b>Medição de Dose em TC com Câmara de Ionização</b>	<b>45</b>
<b>3.4</b>	<b>Protocolos de Aquisição</b>	<b>47</b>
3.4.1	Irradiação da Fatia Central	47
3.4.2	Varredura Helicoidal	49
<b>3.5</b>	<b>Obtenção de Valores de Índices de Dose</b>	<b>50</b>
<b>3.6</b>	<b>Análise de Ruído nas Imagens de TC</b>	<b>50</b>



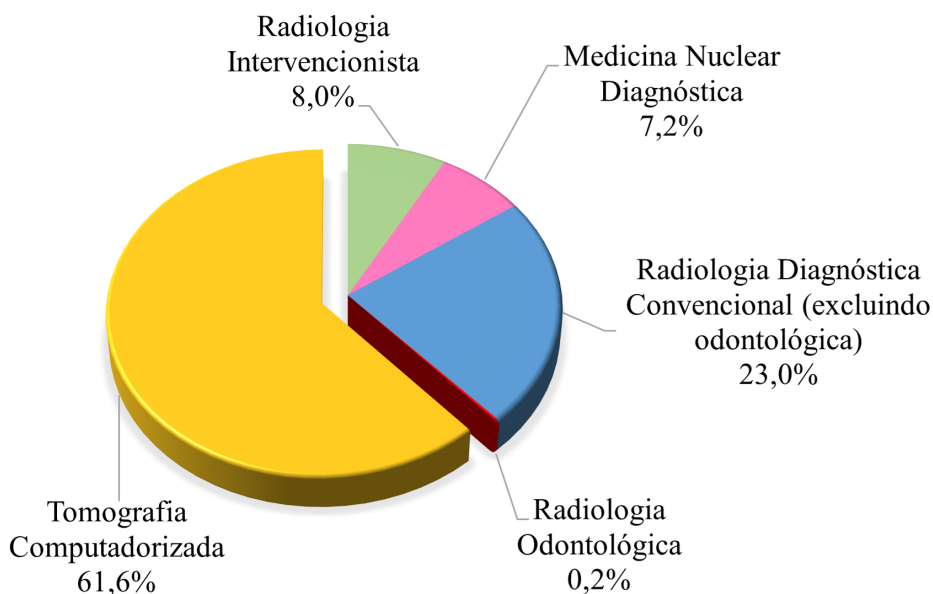
3.7	<b>Obtenção dos Protocolos Otimizados</b> . . . . .	52
4	<b>RESULTADOS</b> . . . . .	53
4.1	<b>Medidas de Irradiação da Fatia Central</b> . . . . .	53
4.1.1	Medidas no Tomógrafo T1 . . . . .	53
4.1.2	Medidas no Tomógrafo T2 . . . . .	58
4.1.3	Medidas no Tomógrafo T3 . . . . .	63
4.1.4	Medidas no Tomógrafo T4 . . . . .	68
4.2	<b>Índices de Dose das Varreduras de Cabeça</b> . . . . .	74
4.2.1	Valores de $CTDI_{vol}$ dos Protocolos de Rotina . . . . .	75
4.2.2	Testes de Novos Protocolos de Aquisição . . . . .	77
4.2.3	Protocolos de Aquisição Otimizados . . . . .	89
4.3	<b>Considerações Finais</b> . . . . .	91
5	<b>CONCLUSÃO</b> . . . . .	100
5.1	<b>Propostas de Continuidade</b> . . . . .	101
	<b>REFERÊNCIAS</b> . . . . .	102
	<b>ANEXO A – PROJETO DO OBJETO SIMULADOR DE CABEÇA PADRÃO (CP)</b> . . . . .	106
	<b>ANEXO B – PROJETO DO OBJETO SIMULADOR DE CABEÇA C13</b> .	107
	<b>ANEXO C – PROJETO DO OBJETO SIMULADOR DE CABEÇA C12</b> .	108
	<b>ANEXO D – PROJETO DO OBJETO SIMULADOR DE CABEÇA DE RECÉM-NASCIDO (RN)</b> . . . . .	109

# 1 Introdução

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma das modalidades de radiodiagnóstico mais importantes na prática médica moderna. Desde a sua introdução em 1972, seu aprimoramento tecnológico tem aumentado suas aplicações. A dose de radiação recebida pelos pacientes nos exames de TC levantou preocupações sobre o aumento no aparecimento de cânceres nos pacientes, particularmente após exposições na infância. Além disso, os protocolos de varredura de TC de cabeça e pescoço estão entre aqueles que mais depositam dose em paciente e aumentam o risco de desenvolvimento de cânceres, principalmente em bebês, crianças e adolescentes (MATHEWS *et al.*, 2013; MOURÃO, 2018). Segundo a Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Econômico (OCDE), o valor estimado de exames de TC realizados em hospitais e clínicas em 2020, considerando um grupo de 1.000 habitantes, foi de aproximadamente 249 nos Estados Unidos, 217 na Islândia e 145 na Austrália (OECD, 2022).

Segundo o relatório 2020/2021 do Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR), a exposição médica continua sendo a maior fonte de exposição à radiação gerada pelo homem. No período de 2009 a 2018, cerca de 4,2 bilhões de exames médicos radiológicos foram realizados anualmente e a dose efetiva coletiva foi estimada em 4,2 milhões de man sieverts (man.Sv) para a população global de 7,3 bilhões de pessoas, resultando em uma dose efetiva per capita de 0,57 mSv, excluindo-se os processos de radioterapia. A tomografia computadorizada faz a maior contribuição para a dose efetiva coletiva, cerca de 62%, mas representa apenas cerca de 10% de todos os procedimentos. O uso da tomografia computadorizada continuou a se expandir e substituiu alguns exames mais antigos de radiografia e fluoroscopia. O número total de exames de tomografia computadorizada aumentou cerca de 80% e sua contribuição para a dose efetiva coletiva aumentou de 37% para 62% (RADIATION *et al.*, 2022). Na Fig.1 é apresentado a distribuição da dose efetiva coletiva de exposições médicas, excluindo-se os procedimentos de radioterapia.

Figura 1 – Distribuição da dose efetiva coletiva de exposições médicas.



Fonte: Adaptado de (RADIATION *et al.*, 2022)

A radiologia pediátrica requer equipamentos adequados, precauções específicas e conhecimento especializado de radiação ionizante. Esta não é uma tarefa fácil para os países em desenvolvimento, especialmente no que diz respeito a equipamentos e precauções (KAMDEN *et al.*, 2021). A redução de dose em pacientes pediátricos já é uma preocupação entre profissionais de diversas áreas da saúde, existindo programas internacionais para redução de dose, como o *Image Gently*. Este programa visa à conscientização dos profissionais, alerta para o desenvolvimento de métodos que possam reduzir a dose sem comprometer a qualidade da imagem em exames pediátricos e traz orientações específicas para o profissional de física médica (FINATTO *et al.*, 2015; GENTLY, 2013).

A dose depositada em um paciente pediátrico está diretamente relacionada à energia que foi retida durante o processo de exposição à radiação ionizante. O conhecimento da distribuição de dose depositada na criança é importante quando se pensa em variar os parâmetros de aquisição da imagem visando a sua redução. Por esses motivos, há uma preocupação crescente quanto à dose de radiação utilizada nos exames radiológicos pediátricos, em especial nos exames de TC (ICRP, 2007; OLIVEIRA, 2016).

O aumento crescente da demanda de exames de TC em pacientes pediátricos se deve principalmente aos altos índices de lesões traumáticas por acidentes automobilísticos, quedas de bicicletas, trauma contuso, traumatismo crânio-encefálico, bem como um aumento significativo da incidência de neoplasias na infância. A TC é frequentemente empregada no processo de diagnóstico por imagens dessas patologias. Isso gera a necessidade da criação de protocolos que determinem a redução da dose de radiação sem comprometer a qualidade do exame (ABURJAILE, 2017; IAEA, 2007).

De acordo com a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (NCRP, 1978) o seu relatório 68 foi uma das primeiras com recomendações sobre proteção radiológica na radiologia pediátrica. Nesta publicação foi abordada a exposição das crianças, que seriam duas vezes mais susceptíveis a desenvolver leucemia, em relação aos adultos irradiados em radiodiagnóstico. Por isso, é necessário estabelecer protocolos específicos para exames pediátricos que visem a otimização das doses (FINATTO *et al.*, 2015).

Os Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) são usados como um nível de investigação, uma ferramenta para garantia da qualidade para consulta, mas não devem ser usados como valores exatos para serem adotados ou usados como restrição de dose. A finalidade dos NRDs é evitar doses em pacientes que não contribuam para o objetivo clínico de um exame por imagem diagnóstica, indicando a necessidade de um processo de otimização (ABURJAILE, 2017; MATHEWS *et al.*, 2013).

Os NRDs são determinados para pacientes adultos e pediátricos, podendo ser obtidos por equipamento, por conjunto de equipamentos, ou por região geográfica. Para os pacientes pediátricos, os NRDs geralmente são relacionados unicamente à idade, porém, crianças em fase de crescimento acelerado, com 5, 7 e 15 anos, por exemplo, podem apresentar grandes diferenças de pesos, dimensões do corpo e estaturas. Tais diferenças podem produzir um resultado distinto da dose recebida pela criança em exames de TC (FINATTO *et al.*, 2015; TSAPAKI *et al.*, 2006).

A otimização da exposição à radiação tem que levar em conta os benefícios de uma boa qualidade de imagem para um diagnóstico preciso versus o risco da exposição à radiação. A Associação Americana de Física Médica (AAPM, 2010), fez recomendações a respeito de se usar métodos para redução de dose em varreduras de TC, tais como: modulação da corrente do tubo, redução da corrente do tubo, reconstruções iterativas, uso de protetores de radiação, dentre outros.

Para a realização deste trabalho foram desenvolvidos objetos simuladores de cabeça pela equipe de pesquisa do Centro de Pesquisa em Engenharia Biomédica (CENEB), com diferentes volumes, visando a sua utilização para a otimização do processo de aquisição de imagens de TC em varreduras de cabeça. As varreduras de cabeça são as que promovem a maior deposição de dose em paciente. Devido à complexidade de parâmetros que podem ser ajustados nas aquisições de TC (tensão do tubo, corrente, carga, tempo de rotação, tempo de varredura, pitch, etc.) e a variação das características dos feixes de raios X por diferentes filtrações, o uso de objetos simuladores é o método mais eficaz para testar a otimização de protocolos de aquisição de imagens em TC e assim, conseqüentemente, a redução da dose dos pacientes pediátricos.

## 1.1 Relevância do Trabalho

A utilização da TC na pediatria aumentou nas últimas duas décadas. Em 2011, 85 milhões de varreduras de TC foram realizados nos EUA, sendo que de 5 a 11% dessas varreduras foram de crianças. Embora a TC tenha melhorado muito o diagnóstico médico, seu uso traz riscos. As doses de radiação ionizante fornecidas pela TC são de 100 a 500 vezes mais altas que as da radiografia convencional e estão em faixas associadas ao aumento do risco de cânceres. Isso é

especialmente preocupante para as crianças, que são mais sensíveis à carcinogênese induzida pela radiação e que têm muitos anos de vida remanescentes para o desenvolvimento de tumores (MIGLIORETTI *et al.*, 2013).

Em um estudo retrospectivo publicado em 2012, foi mostrada uma associação significativa entre as doses absorvidas depositadas pela TC na medula óssea e no cérebro e a subsequente incidência de leucemia e tumores cerebrais. Doses típicas para varreduras de TC de crânio em crianças com menos de 15 anos, gera uma dose cumulativa de cerca de 50 mGy que pode quase triplicar o risco de leucemia, e de 60 mGy pode triplicar o risco de tumor cerebral (PEARCE *et al.*, 2012).

É de grande importância o desenvolvimento de técnicas e materiais que permitam otimizar os protocolos de exames de TC de cabeça com o intuito de diminuir a quantidade de dose depositada nos pacientes mantendo uma qualidade razoável da imagem diagnóstica (SANTOS *et al.*, 2016).

A otimização do protocolo de imagem pediátrico é fundamental, pois cada equipamento de TC possui características técnicas específicas. Os protocolos não podem ser transferidos diretamente de um aparelho de TC para outro, mesmo que o método de otimização possa ser o mesmo. Também deve ser lembrado que como a criança é muito pequena em relação aos adultos, a dose que recebe de um protocolo desenvolvido para adulto é inadequada para sua morfologia. Nesse contexto, a otimização da dose e disponibilização de protocolos pediátricos não devem ser negligenciados nesses equipamentos (KAMDEM *et al.*, 2021; ICRP, 2007).

Os pacientes submetidos a exames de TC podem variar de recém-nascidos a adultos grandes. No entanto, as doses de radiação na TC são geralmente medidas em objetos simuladores cilíndricos de polimetilmetacrilato (PMMA) que representam um paciente adulto padrão. Esses objetos simuladores são cilindros projetados para simular uma cabeça, com 16 cm de diâmetro, e um corpo, com 32 cm (YANG, 2020; ALONSO; MOURÃO; SILVA, 2018).

É difícil obter valores quantitativos confiáveis de doses de pacientes a partir de quaisquer medidas realizadas nesses objetos simuladores padrão, porque os pacientes têm tamanhos e composições corporais que podem diferir acentuadamente dos objetos simuladores, como é o caso dos pacientes pediátricos, mulheres pequenas e pacientes grandes e obesos. O desenvolvimento de objetos simuladores permite representar diferentes tamanhos de pacientes e testar diferentes protocolos de aquisição. Para isso, os objetos simuladores devem ter uma característica de absorção de feixe de raios X semelhante àquela do paciente representado (AAPM, 2010; MIGLIORETTI *et al.*, 2013).

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Objetivo Geral

Otimizar os protocolos de aquisição de TC a partir de objetos simuladores de cabeça desenvolvidos com diferentes volumes.

### 1.2.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver objetos simuladores de cabeça em PMMA, representativos de pacientes com diferentes volumes;
- Utilizar o objeto simulador de cabeça adulto padrão de conformidade com as referências estudadas (16 cm);
- Realizar varreduras de TC de cabeça dos objetos simuladores, utilizando os protocolos de aquisição dos serviços de radiodiagnósticos (rotina);
- Fazer a medição de parâmetros de dose das varreduras em TC;
- Comparar os valores de dose absorvida obtidos entre as varreduras realizadas em diferentes tomógrafos e entre os objetos simuladores com diferentes volumes;
- Avaliar diferentes protocolos de aquisição para varreduras de cabeça;
- Testar novos protocolos otimizados e propor o melhor para cada equipamento de TC, visando à redução da dose nos pacientes, sem comprometer a qualidade diagnóstica da imagem;
- Comparar os resultados de dose em paciente, obtidos em diferentes tomógrafos, para as varreduras de cabeça.
- Propor novos protocolos otimizados para pacientes adultos, adultos pequenos e pediátricos.

## 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 da anatomia da região da cabeça, a evolução dos equipamentos de TC, as principais características dos aparelhos, os parâmetros de controle, a dosimetria em TC, a câmara de ionização, os objetos simuladores de PMMA e a qualidade da imagem em TC.

O capítulo 3 apresenta os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do trabalho, tais como: os equipamentos de TC, os objetos simuladores de cabeça, o método de medição de dose absorvida utilizando câmara de ionização, os protocolos do experimento e a análise do ruído das imagens.

O capítulo 4 apresenta os resultados encontrados da variação da dose nos objetos simuladores de PMMA na irradiação da fatia central e nas varreduras de TC. Esses testes foram realizados com quatro valores de tensão (kV) de alimentação do tubo de raios X, para os quatro objetos simuladores. Também, aborda os testes para novos protocolos de aquisição otimizados.

No capítulo 5 é feita a conclusão de como os diferentes tamanhos de objetos simuladores, a variação da tensão de alimentação do tubo de raios X e demais parâmetros de aquisição interferem no valor da dose em paciente e mostra os protocolos sugeridos para menor dose no

paciente e mantendo a qualidade de imagem. Também, são feitas as propostas de continuidade do trabalho realizado.

## 2 Fundamentação Teórica

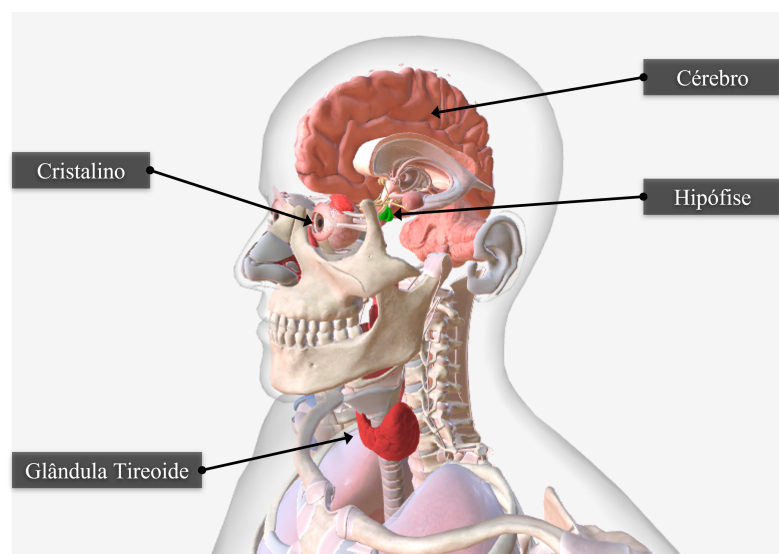
Neste capítulo é feita uma abordagem sobre a anatomia da cabeça e pescoço, um breve histórico sobre o desenvolvimento dos equipamentos de TC, a geração das imagens e os parâmetros de controle. Para o entendimento do equipamento utilizado nos testes de dosimetria das varreduras por TC é feita uma revisão sobre a câmara de ionização tipo lápis e o seu princípio de funcionamento, os objetos simuladores utilizados nos testes, além das grandezas dosimétricas utilizadas em tomografia computadorizada. Por último é abordada a qualidade de imagem na TC.

### 2.1 Anatomia de Cabeça e Pescoço

O corpo humano pode ser dividido em seções, tais como: cabeça, pescoço, tronco e membros. A cabeça é a extremidade superior do corpo e está unida ao tronco por uma porção estreitada, o pescoço. O tronco compreende o tórax, o abdome e a pélvis. Dos membros, dois são superiores e dois são inferiores (FATTINI; DANGELO, 2010).

A cabeça é composta por uma série de estruturas, as quais são formadas por ossos e partes moles. A estrutura óssea da cabeça, ou crânio, possui as aberturas das orelhas, órbitas oculares, cavidades nasais e cavidade oral. O espaço no interior do crânio é o maior compartimento e contém o encéfalo e suas membranas associadas. Nas duas órbitas estão posicionados os bulbos oculares, suas paredes são ósseas, enquanto a base de cada câmara cônica pode ser aberta e fechada pelas pálpebras. A Fig. 2, apresenta uma imagem frontal de cabeça e pescoço com a identificação de alguns órgãos importantes como a hipófise, a glândula tireoide, os cristalinos e o cérebro, que podem ser afetados quando a cabeça é exposta à radiação.

Figura 2 – Imagem lateral oblíqua da cabeça e pescoço.



Fonte: Adaptado de (BIODIGITAL co, 2022).



Nos exames de TC de cabeça, o cristalino e a glândula tireoide são geralmente incluídos na zona de varredura do exame, mas raramente estes órgãos são aqueles de interesse do exame. Assim como, na varredura de um exame de TC de coluna cervical a tireoide é diretamente irradiada. A irradiação do pescoço pode induzir, como efeito probabilístico da exposição o hipotireoidismo e câncer na tiroide, principalmente em pacientes jovens. Já a irradiação do cristalino pode induzir a sua opacificação, ou o aparecimento de cataratas radioinduzidas, que ocorrem no polo posterior da lente (BUSHONG, 2010; SIMÕES, 2013).

## 2.2 Tomografia Computadorizada de Cabeça

Nas varreduras de TC de cabeça obtém-se informações detalhadas sobre traumas de crânio, acidentes vasculares cerebrais, tumores de cérebro, alterações nas estruturas ósseas e tecidos moles da face e alterações no sistema vascular (MOURÃO, 2018). Suas principais aplicações são para:

- Detectar sangramento em lesões de cérebro e fraturas de crânio, em casos de trauma;
- Detectar isquemias e sangramento cerebral em pacientes com sintomas agudos de Acidente Vascular Cerebral (AVC);
- Detectar AVC isquêmico ou hemorrágico através da utilização da TC de perfusão;
- Avaliar a extensão de danos nos ossos e tecidos moles em traumas faciais;
- Detectar lesões vasculares cerebrais (aneurismas) e suas complicações, como rupturas e/ou sangramentos;
- Identificar tumores, lesões metastáticas e abscessos no encéfalo;
- Auxiliar nos diversos controles de tratamentos das doenças encefálicas;
- Auxiliar no planejamento radioterápico.

A varredura de TC de cabeça tem seus limites definidos pelo forame magno até o limite superior da calota craniana. Os pacientes devem ser posicionados em decúbito dorsal. O *gantry* pode ser inclinado caso necessite. Um protocolo básico utilizado em aparelhos multicortes é mostrado na Tab.1, onde pode-se observar a distância de varredura de 150 mm em varreduras de crânio (MOURÃO, 2018).

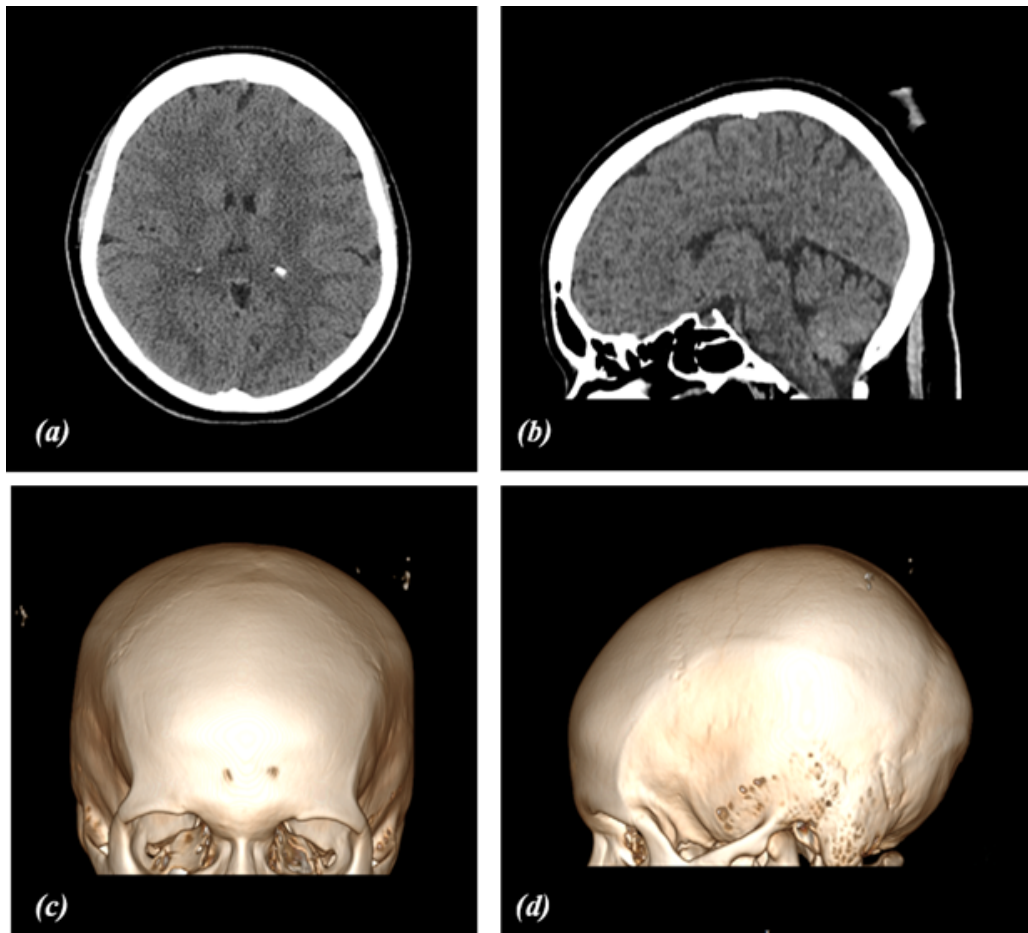
Tabela 1 – Protocolo básico de TC de cabeça.

Tensão	Corrente Elétrica	Tempo	Pitch	Distância	Espessura do Feixe	Reconstrução
(kV)	(mA)	(s)		(mm)	(mm)	(mm)
120	250	0,8	1	150	40	2,5

Fonte: Adaptado de (MOURÃO, 2018).

Na Fig. 3 são mostradas imagens de uma TC de cabeça adulto em corte axial, sagital e reconstruções 3D das estruturas ósseas, em vista anterior e lateral esquerda.

Figura 3 – Imagens de TC de cabeça: (a) corte axial, (b) corte sagital, (c) vista anterior em 3D e (d) vista lateral esquerda em 3D.



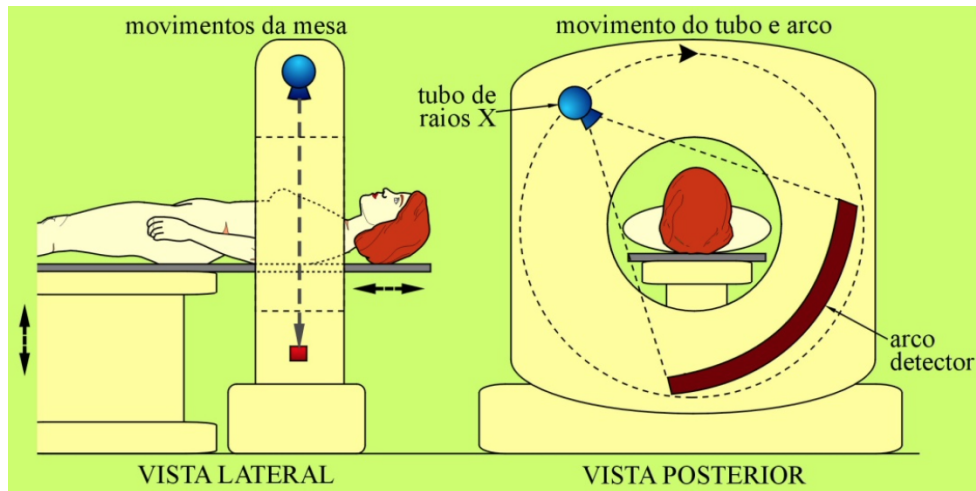
Fonte:(SANTOS, 2019).

### 2.3 Tecnologia dos Aparelhos de TC

Desde a introdução do primeiro protótipo de tomógrafo para uso em radiodiagnóstico apresentado por Hounsfield em 1972, houve um crescente desenvolvimento tecnológico destes aparelhos. Esta evolução permitiu a otimização do processo de aquisição de imagens em corte axial, ou seja, a aquisição de um único corte que demorava alguns minutos, hoje é feito um conjunto completo de imagens em segundos (JUNIOR, 2012; MOURÃO; OLIVEIRA, 2009).

Os aparelhos de TC utilizam um tubo gerador de raios X que emite radiação enquanto se move em círculo em torno do objeto ou paciente do qual são geradas imagens de cortes axiais. A radiação que atravessa o objeto é captada por detectores posicionados em direção oposta à da fonte de radiação, como pode ser observado na Fig. 4 (MOURÃO, 2018).

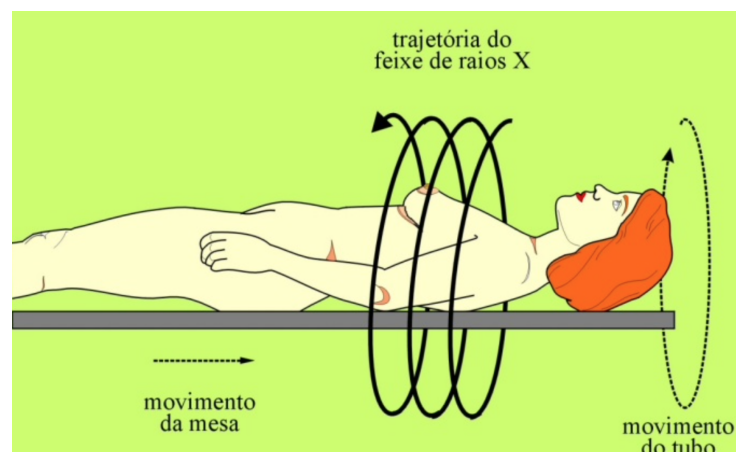
Figura 4 – Ilustração esquemática do posicionamento de paciente em aparelho de tomografia computadorizada: vista lateral e posterior.



Fonte: (MOURÃO, 2018).

A necessidade de exames com tempo de varredura menores e, particularmente, por imagens volumétricas de boa qualidade e de rápida reconstrução, fez com que surgissem os aparelhos TC helicoidais. Nos equipamentos helicoidais, a aquisição de dados ocorre enquanto a mesa se movimenta longitudinalmente e o conjunto tubo-arco detector gira continuamente em torno do paciente. Como resultado da combinação dos dois movimentos, da mesa e do tubo-arco detector, o feixe de raios X se movimenta em uma trajetória helicoidal ao redor do paciente como é ilustrado na Fig. 5.

Figura 5 – Trajetória do feixe de raios X na TC helicoidal.



Fonte: (MOURÃO, 2018).

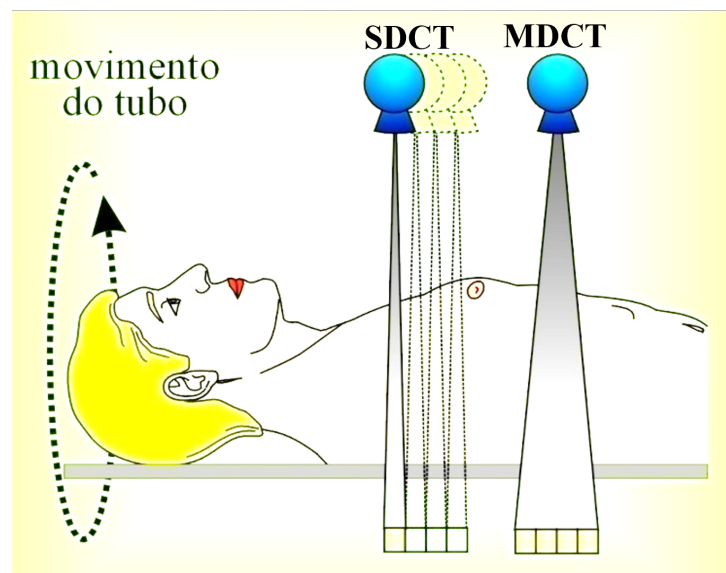
Este modelo de equipamento só se tornou viável com o surgimento dos anéis deslizantes (*slip ring*), que são dispositivos eletromecânicos que conduzem eletricidade e sinais elétricos através de uma superfície giratória para uma superfície fixa. Os anéis deslizantes permitem a contínua rotação do *gantry* sem paradas (BUSHONG, 2010; MOURÃO; OLIVEIRA, 2009). Os

dados brutos da aquisição helicoidal são interpolados de forma que se aproxime da aquisição com a mesa parada, para a reconstrução de uma seção planar do paciente, uma fatia. Outro parâmetro para se considerar é a velocidade do movimento da mesa em relação a rotação do tubo (RAMOS; SOARES, 2011).

Em seguida, os aparelhos de TC multicorte (*Multislice CT System*), também conhecida como multicanais, foi anunciada pelos fabricantes de equipamentos em 1998. São tomógrafos que permitem a obtenção de dados de mais de um corte em cada ciclo de 360° do tubo de raios X. Esse processo é possível devido à inserção de mais de uma fileira de detectores em seu arco detector e seu feixe em leque menos delgado, que atinge todas as fileiras de detectores (ALONSO; MOURÃO; SILVA, 2018).

A tecnologia do arco detector com apenas uma fileira de detectores é denominada *Single Detector Computed Tomography* (SDCT) e realiza a aquisição de dados de somente um corte por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente. Já a tecnologia do arco detector com mais de uma fileira de detectores é denominada *Multi Detector Computed Tomography* (MDCT) e realiza a aquisição de dados de mais de um corte simultaneamente, para cada volta completa do tubo de raios X em torno do paciente. A aquisição com um conjunto tubo-arco detector de corte único e com um conjunto tubo-arco detector multicorte é representado no esquema da Fig. 6, no qual o sistema multidetector permite a aquisição de quatro cortes por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente (MOURÃO, 2018).

Figura 6 – Sistema de aquisição de dados de corte único e multicorte.

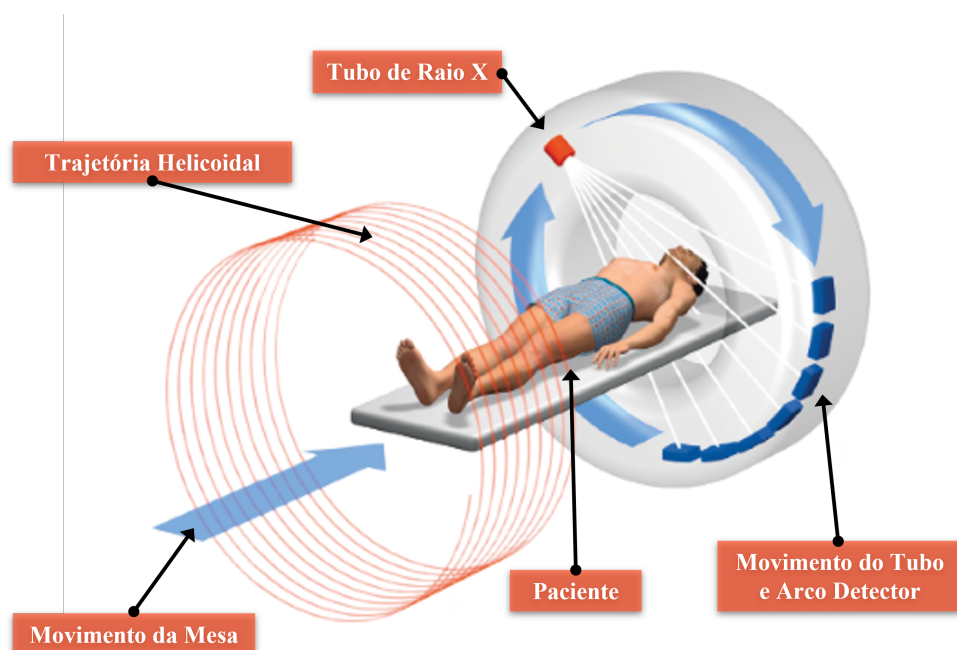


Fonte: Adaptado de (MOURÃO, 2018).

O tempo gasto para que um aparelho de TC multicorte com 4 canais de detectores para realizar uma varredura é 4 vezes menor que uma mesma varredura realizada em um tomógrafo de corte único. Na prática um tomógrafo multicorte é mais rápido que um tomógrafo de um só corte. Possuem também *softwares* e computadores mais rápidos que oferecem mais capacidade e maior poder de reconstrução após o processamento (JAN, 2006; SILVA, 2010).

Atualmente, os aparelhos disponíveis no mercado utilizam as duas tecnologias simultaneamente, são aparelhos de TC helicoidais multicorte, que são muito rápidos na aquisição de dados e geração da imagem com qualidade (MOURÃO, 2018). Os modernos equipamentos de TC multicorte permitem realizar a maioria dos exames com uma confiabilidade muito alta. Um exemplo, é a exame de Angiografia coronária, que pode ser feita facilmente e de forma não invasiva, com aparelhos de TC de 64 canais, com tempos de varreduras menores que 10 segundos, com resultados diagnósticos satisfatórios (CÁS *et al.*, 2011). Hoje, já se pode realizar exames em tomógrafos com até 640 canais. Na Fig. 7 é apresentado um desenho esquemático de um tomógrafo helicoidal multicorte.

Figura 7 – Aparelho de TC helicoidal-multicorte.



Fonte: Adaptado de (RADIOLOGIE.BAYER, 2022).

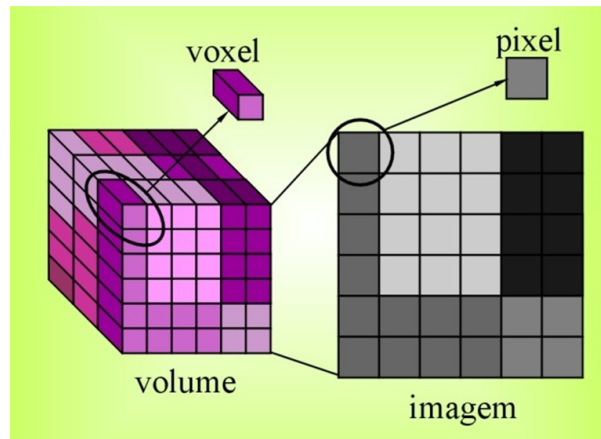
## 2.4 Princípios da Geração de Imagens

A formação das imagens na TC ocorre quando o feixe de radiação atravessa um determinado objeto e sofre atenuações. Assim, os fótons da parcela do feixe que atinge os detectores se transformam em um sinal digital que será processado pelo sistema de computação, apresentando as imagens geradas na tela da estação de trabalho (SANTOS; NACIF, 2009).

As imagens mostradas na tela do computador são uma representação bidimensional de um corte tomográfico, que é de fato uma fatia fina (OLIVEIRA, 2011). A imagem da TC é uma imagem digital formada por uma matriz de pixels. Cada pixel está associado a um número que é representado por um nível de brilho no monitor. Os sistemas atuais oferecem matrizes de imagem com 512x512 ou 1.024x1.024 pixels, resultando em um mínimo de 262.144 pixels por imagem gerada. Cada pixel representa uma pequena área de tecido e a informação numérica contida em cada pixel é um número de TC, medido em Unidade Hounsfield (HU). Um pixel

é uma representação gráfica de um ou mais elementos de volume do tecido da fatia irradiada, denominado voxel (*volume element*). O voxel é determinado pelo produto entre o tamanho do pixel e a espessura do corte da imagem de TC (ABURJAILE, 2021; BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2018). Na Fig. 8 é apresentado uma imagem de um corte tomográfico detalhando o pixel e o voxel.

Figura 8 – Ilustração dos voxels na imagem digital.



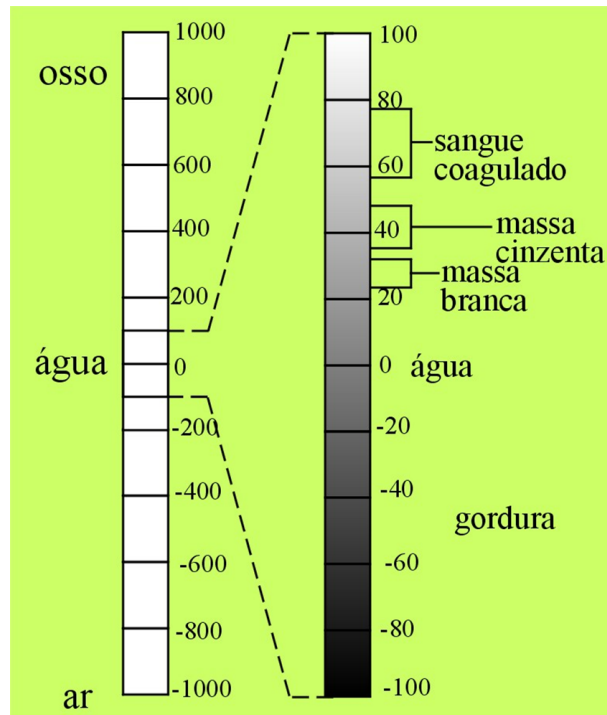
Fonte:(MOURÃO, 2018).

A escala Hounsfield, que representa numericamente a absorção promovida por cada voxel tem a água com referência de zero (0 HU) e os valores dos demais materiais são definidos de acordo com a Eq. 2.1.

$$HU_{material} = \frac{\mu_{material} - \mu_{\acute{a}gua}}{\mu_{\acute{a}gua}} \cdot 1000 \quad (2.1)$$

onde,  $HU_{material}$  é o valor de atenuação na escala Hounsfield do material do voxel,  $\mu_{material}$  é o coeficiente de atenuação linear do material que o pixel representa e o  $\mu_{\acute{a}gua}$  é o coeficiente de atenuação linear da água. A água tem o valor de zero (0 HU) na escala Hounsfield e o ar vale menos mil (-1.000 HU) (MOURÃO, 2018). Outros materiais têm números de TC positivos se atenuarem os raios X mais do que a água, ou números de TC negativos, se eles forem menos atenuantes do que a água (DOUGHERTY, 2009). A escala de Hounsfield é uma escala numérica convertida em tons de cinza para gerar as imagens. A Fig. 9 ilustra a conversão da escala Hounsfield em escala de cinzas para geração de contraste na região de tecidos moles.

Figura 9 – Escala de Hounsfield e de cinzas para os tecidos moles



Fonte:(MOURÃO, 2018).

## 2.5 Parâmetros de Controle em Tomografia Computadorizada

Vários fatores podem afetar na qualidade da imagem gerada na TC e a dose depositada no paciente. Alguns fatores são reguláveis pelo operador, enquanto outros não, como por exemplo o tamanho do paciente. Entre esses fatores que podem ser ajustados pelo operador do equipamento de TC estão: a colimação do feixe de radiação, a corrente de alimentação do tubo, a alta tensão de alimentação catodo-anodo, o tempo de varredura e o pitch.

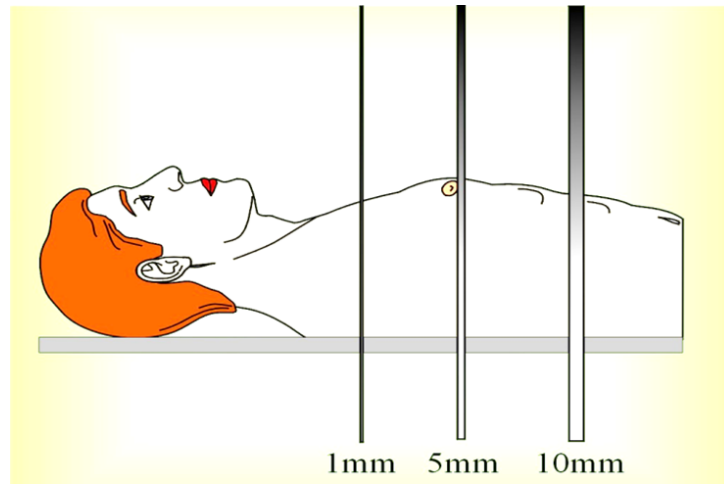
### 2.5.1 A Colimação do Feixe

Um dos primeiros parâmetros a ser definido no processo de programação da varredura do paciente é a colimação do feixe, também conhecida como “espessura de corte”. A colimação do feixe tem uma relação direta com abertura dos colimadores pré-paciente, que define a parcela do feixe liberada para interagir com o paciente. Nos sistemas MDCT, a espessura do feixe é definida em função do número de canais de detectores a ser utilizado (ALMEIDA, 2016).

Nos aparelhos de TC modernos a espessura da fatia irradiada varia de 0,75 até 0,5 mm, de acordo com o tamanho dos detectores de cada canal. A reconstrução da imagem da fatia pode ser feita com espessuras maiores que o tamanho do detector, sendo comum escolhas de espessuras de 1 mm, 2 mm, 5 mm e 10 mm. A escolha de uma espessura de reconstrução maior melhora a qualidade da imagem, mas pode não registrar uma pequena alteração. Já na escolha de espessura de feixe muito pequena é gerado um número maior de imagens para um mesmo volume de varredura, porém na reconstrução de imagens tridimensionais, feixes delgados são importantes

para a boa qualidade da imagem volumétrica final. A Fig. 10 ilustra diferentes espessuras de cortes (MOURÃO, 2018).

Figura 10 – Feixes com diferentes colimações.



Fonte:(MOURÃO, 2018).

### 2.5.2 A Corrente de Alimentação do Tubo de Raios X

A corrente elétrica do tubo de raios X determina a variação do fluxo de fótons do feixe de raios X e é medida em miliamperes (mA). Quanto maior o valor da corrente maior é o fluxo de fótons e mais intenso é o feixe de raios X. A formação de feixes de raios X de maior intensidade implica em uma maior rapidez na aquisição de dados. Porém, essa maior intensidade de interação no anodo, eleva a temperatura do tubo, acarretando um maior desgaste do anodo e do tubo. Logo, o equipamento precisa de um sistema de refrigeração tal que permita que o tubo de raios X funcione de forma segura (GOMEZ, 2017; MOURÃO, 2018).

Os tomógrafos usualmente não fornecem o valor preciso da corrente no tubo de raios X e sim o seu fator de carga em miliampere vezes segundo (mA.s). Este parâmetro se refere à corrente do tubo de raios X vezes o tempo de uma volta completa do tubo em torno do paciente. Fisicamente ele pode ser compreendido como a carga elétrica transferida entre os terminais do tubo de raios X durante um ciclo completo e pode sugerir uma quantificação da intensidade do feixe (JUNIOR, 2012; SANTOS; NACIF, 2009).

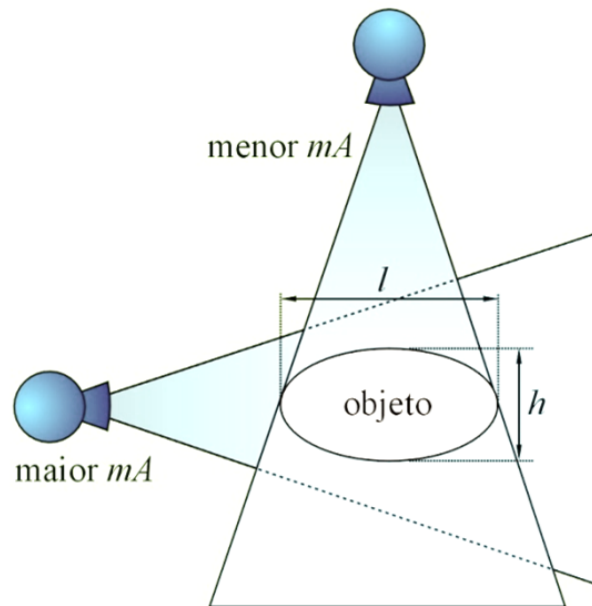
O controle do fator mA.s é importante para que o sinal que atinge o arco detector seja suficiente para ser captado e transformado em informação. Com a diminuição do tempo de rotação do tubo de raios X em torno do paciente, houve a necessidade de aumentar o valor máximo da corrente do tubo (mA), que teve efeito direto no aumento da potência elétrica consumida por esses tubos de raios X. Logo, as correntes máximas utilizadas nos tubos de raios X para TC variam de 100 a 1.000 mA (MOURÃO, 2018).

A maioria dos tomógrafos mantém a corrente constante durante toda a varredura de uma certa região, gerando um feixe primário com a mesma intensidade durante toda sua varredura, assim prontamente as regiões que têm uma menor densidade recebem maior dose que aquelas



que possuem uma maior densidade (GOMEZ, 2017; MOURÃO; OLIVEIRA, 2009). Isto é, o valor do mA durante a irradiação da fatia em TC tem seu valor mantido durante toda a rotação do tubo de raios X para a aquisição dos dados de um corte, independentemente da variação da espessura do paciente. Na Fig. 11 é demonstrado um exemplo de um objeto simulando um tórax posicionado no aparelho em que a largura  $l$  é muito maior que a sua altura  $h$ , logo, o feixe que incide lateralmente tem uma maior absorção pelo objeto (MOURÃO, 2018).

Figura 11 – Ilustração da variação da corrente mA com a espessura do objeto.



Fonte:(MOURÃO, 2018).

Adaptar o valor do mA.s para o tamanho e peso do paciente é um fator importante na diminuição da dose absorvida em pacientes submetidos a exames de TC. Os tomógrafos recentes têm um *software* chamado controle automático de corrente que ajusta o valor de mA.s de acordo com região anatômica do paciente, sem perda na qualidade da imagem gerada, e ainda reduz o desgaste do tubo de raios X (ROMANS, 2018). Este controle automático reduz de 15% a 40% a dose do paciente. Além disso, os fabricantes oferecem programas diferenciados para crianças, adultos e pacientes obesos.

### 2.5.3 A Alta Tensão de Alimentação do Tubo de Raios X

A alta tensão de alimentação do tubo de raios X, medida em quilovolts (kV), é aplicada entre o catodo e o anodo e é responsável pela aceleração dos elétrons que saem do catodo e colidem com o anodo pela diferença de potencial. Um aumento no valor do kV produz fótons X mais energéticos que resultam em um feixe mais penetrante, fazendo com que um maior número de fótons chegue aos detectores, podendo reduzir o ruído quântico da imagem. O aumento da tensão também promove um aumento no aquecimento do tubo de raios X, resultando em um maior desgaste, aumento da dose de radiação absorvida pelo paciente e redução do contraste entre tecidos, principalmente os tecidos moles (MOURÃO, 2018).

Nos aparelhos de TC os valores de tensão têm uma faixa de variação limitada. Geralmente, o valor de tensão pode estar entre 70 a 140 kV com variações discretas de 10 a 20 kV. Em pacientes pediátricos costuma-se utilizar no protocolo 80 kV devido sua estrutura anatômica menor e à menor densidade dos tecidos (ROMANS, 2018).

#### 2.5.4 O Tempo de Varredura

O tempo de rotação do tubo de raios X é o tempo preciso para que o tubo dê uma volta completa em torno do paciente. Este tempo em aparelhos helicoidais multicortes é menor que 0,5 segundos. Tempos de varreduras longos podem gerar artefatos devido a movimentos do paciente, já tempos de varreduras curtos possibilita a realização de exames em regiões de movimentos involuntários como pulmões, abdômen e até o coração (MOURÃO, 2018).

#### 2.5.5 O Pitch

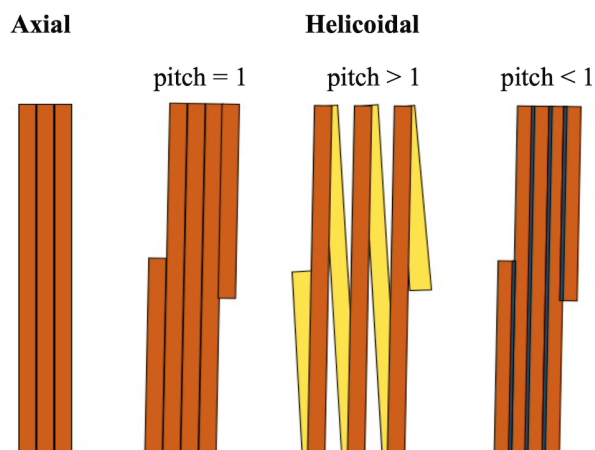
Durante uma aquisição helicoidal o tubo de raios X gira continuamente, enquanto a mesa se move através do gantry. O *pitch* é um parâmetro adimensional que correlaciona o deslocamento da mesa com a espessura do feixe de raios X. Ele é definido como deslocamento da mesa a cada volta completa do tubo de raios X dividido pela colimação do feixe, conforme definido na Eq. 2.2

$$pitch = \frac{d}{h} \quad (2.2)$$

onde  $d$  é a distância percorrida pela mesa em uma rotação do tubo de raios X de  $360^\circ$  e  $h$  é a espessura do feixe.

Na TC helicoidal SDCT o pitch é igual a 1 quando a mesa avança uma distância idêntica à espessura da corte durante uma rotação de  $360^\circ$  do tubo de raios X, visto que a espessura do feixe é igual à espessura do corte. Um pitch superior a 1 é recomendado, uma vez que se reduz a dose do paciente, porque vai cobrir uma área anatômica maior em cada volta do tubo. Um pitch menor que 1 faz com que o avanço da mesa seja menor que a espessura da colimação do feixe, havendo rerradiação de tecidos. O desenho da Fig. 12 ilustra a característica da trajetória do feixe de raios X para uma aquisição axial e três aquisições helicoidais com valores de pitch distintos.

Figura 12 – Ilustração da definição do pitch na TC helicoidal.



Fonte: Adaptado de (SANTOS, 2019).

Os tomógrafos multicortes utilizam múltiplas fileiras de detectores na aquisição de dados. Logo, a espessura do feixe é obtida pela espessura da fatia vezes o número de fatias. O valor do pitch em aparelhos MDCT são valores característicos para cada tecnologia com valores menores que 1, próximos de 1 e maiores que 1 que estão disponibilizados no menu de opções do equipamento e devem ser definidos de acordo com o objetivo da varredura (IAEA, 2007; MAIA, 2005).

## 2.6 Dosimetria em TC

Para a medição da dose absorvida pelos pacientes expostos em exames de TC, é fundamental considerar a geometria e os princípios de aquisição utilizados nesses equipamentos. As referências de dose dos aparelhos de TC já estão estabelecidas desde o ano de 2000, nas quais se recomenda a incorporação de parâmetros medidores de dose em paciente. As grandezas dosimétricas em TC foram desenvolvidas para atender a particularidade desse tipo de irradiação, já que nas imagens radiológicas de projeção, a maior deposição da dose ocorrerá na entrada da pele (MOURÃO; OLIVEIRA, 2009; ABURJAILE, 2021).

### 2.6.1 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada

O principal parâmetro de dose em TC que permite estipular uma dose em paciente para cada varredura é o Índice de Dose para TC (CTDI - *CT dose index*). O CTDI é definido como a integral do perfil de dose absorvida  $D(z)$ , ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação  $z$ , em que  $N$  representa o número de sessões adquiridas ao longo de uma varredura de  $360^\circ$  (um corte) do tubo de raios X, dividido pela espessura irradiada de cada corte  $T$  (mm) com a mesa fixa de acordo com a Eq. 2.3 (RAMOS; SOARES, 2011; COUTINHO, 2018).

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{+\infty}^{-\infty} D(z) dz \quad (2.3)$$

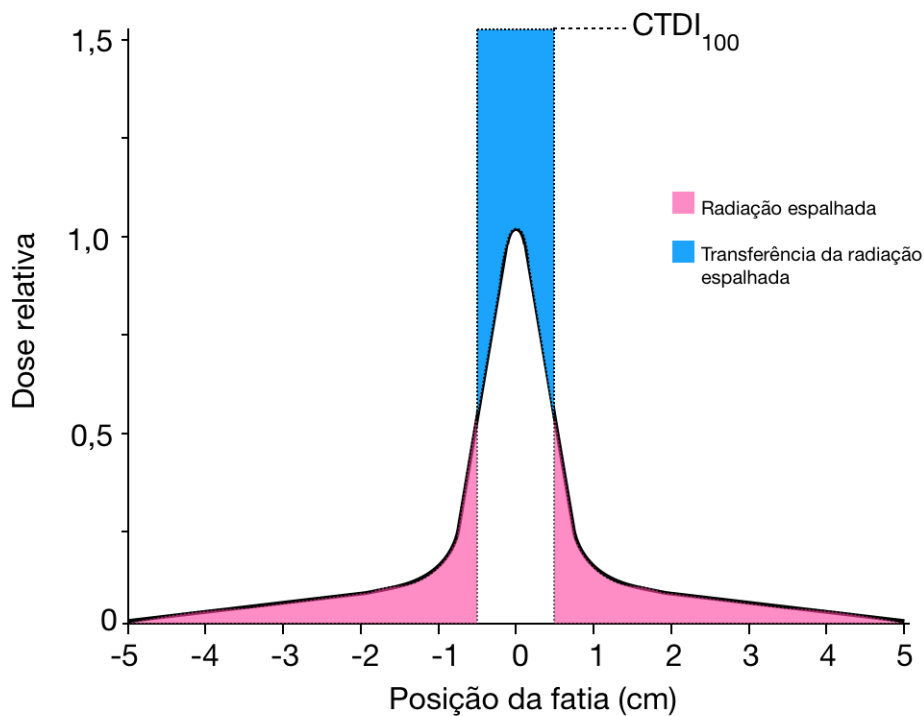
Como é para um único corte, a espessura irradiada do corte coincide com a colimação total utilizada e a unidade do CTDI é o miligray (mGy).

### 2.6.2 Medida de Dose em TC

A medição de dose em TC é feita com uma câmara de ionização em forma de lápis com o comprimento ativo de 100 mm (COUTINHO, 2018). Pela medida ser feita com uma câmara de 100 mm é denominada como  $CTDI_{100}$ . O  $CTDI_{100}$  pode ser medido no ar ( $CTDI_{100,ar}$ ) com a câmara de ionização posicionada no centro do gantry e paralelo ao eixo de rotação do tubo de raios X do tomógrafo ou em um objeto simulador de paciente, um cilindro de PMMA (polimetilmetacrilato) com cinco pontos de medição, sendo um central e quatro periféricos. A câmara lápis pode ser posicionada no centro ( $CTDI_{100,c}$ ) e nos quatro pontos da periferia ( $CTDI_{100,p}$ ) quando a fatia central do objeto simulador é irradiada (REISER, 2011).

O  $CTDI_{100}$  corresponde a dose cumulativa da irradiação da fatia central, com a largura de feixe de 10 mm, exigindo a integração da dose de radiação para uma distância de 10 cm para capturar a região de irradiação direta (1 cm) mais a radiação espalhada. A Fig. 13 ilustra a definição do termo do CTDI, que é equivalente ao valor da dose dentro da fatia irradiada (feixe) que resultaria se o perfil da dose de radiação absorvida fosse inteiramente concentrado em um perfil retangular de largura igual à largura nominal do feixe  $NT$ .

Figura 13 – Gráfico da curva de dose de irradiação da fatia central com a determinação do valor de  $CTDI_{100}$ .



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

Assim sendo, a partir de um único perfil axial os limites de integração são de  $\pm 50$  mm (COUTINHO, 2018; SILVA, 2010). Logo, o  $CTDI_{100}$  é definido pela Eq. 2.4 e sua unidade é

miligray (mGy).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (2.4)$$

### 2.6.3 Índice de Dose Ponderado

O índice de dose ponderado ( $CTDI_w$ ) é calculado a partir das medidas de  $CTDI_{100}$  com o uso do objeto simulador de PMMA e da câmara de ionização do tipo lápis. A câmara é posicionada no centro ( $c$ ) e nos 4 pontos periféricos ( $p$ ) do objeto simulador e a fatia central é irradiada.

Para o cálculo do valor do índice de dose ponderado ( $CTDI_w$ ) são utilizados os valores de dose medidos no centro e na periferia ( $CTDI_{100,c}$  e  $CTDI_{100,p}$ ) do objeto simulador de PMMA (COUTINHO, 2018; SILVA, 2010). O cálculo do  $CTDI_w$  é definido pela Eq. 2.5, na qual o valor medido na periferia é obtido pela média dos valores registrados nos quatro pontos periféricos de medição.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (2.5)$$

A medida de  $CTDI_w$  é frequentemente realizada para 100 mA.s de modo a permitir a comparação entre diferentes tipos de tomógrafos.

### 2.6.4 Índice de Dose Volumétrico

Devido à velocidade de deslocamento da mesa da TC em relação à rotação do tubo de raios X, pode existir a variação do pitch o que impacta diretamente na dose absorvida pelo paciente em varreduras helicoidais. Assim sendo, o  $CTDI_w$  não leva em consideração o fator de passo existente na varredura de um volume. Por esta razão, foi definido o índice de dose volumétrico  $CTDI_{vol}$  que leva em consideração o protocolo de varredura específico, o pitch, em uma aquisição helicoidal (IAEA, 2007; AAPM, 2011). O  $CTDI_{vol}$  é um parâmetro estimado pelo aparelho de TC para cada varredura e aparece no relatório de cada exame realizado. A Eq. 2.6 representa a definição do  $CTDI_{vol}$ :

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (2.6)$$

De acordo com a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM, 2010), é necessário realizar a correção do *kerma* no ar, medido pela câmara de ionização, para dose absorvida no material (PMMA) utilizando o coeficiente de atenuação linear ( $\mu/\rho$ ). Isso ocorre porque a câmara de ionização é calibrada no ar e portanto sua medida corresponde a *kerma* no ar. Este ajuste específico pode ser feito para qualquer tipo de material com que o feixe de raios X possa interagir. Assim, a correção da medida de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ), quando a câmara é posicionada no interior do objeto simulador de PMMA, para dose absorvida no PMMA ( $CTDI_{100}$ ) é definida pela Eq. 2.7 (AAPM, 2010; GOMEZ, 2017; IAEA, 2007). Como

a característica de absorção entre o ar e o PMMA é muito semelhante, o fator de correção é muito próximo de 1 para os feixes de raios X utilizados em TC.

$$CTDI_{100} = C_{k,PMMA,100} \cdot \frac{\frac{\mu}{\rho}(PMMA)}{\frac{\mu}{\rho}(ar)} \quad (2.7)$$

Em muitos trabalhos de dosimetria em TC os valores do *kerma* ( $C_{k,100}$ ) medido no objeto simulador de PMMA é considerado igual ao valor de dose absorvida ( $CTDI_{100}$ ), pois o fator de correção ( $F_{DK}$ ) tem valores próximos de 1 para os feixes de raios X utilizados em TC. A obtenção de *kerma* no ar ponderado ( $C_w$ ) e *kerma* no volumétrico ( $C_{vol}$ ) utiliza as mesmas equações do  $CTDI_w$  e  $CTDI_{vol}$ .

## 2.7 Câmara de Ionização

As câmaras de ionização são dispositivos utilizados para medir taxas de exposição em processos de irradiação. Trata-se de uma câmara preenchida de ar ou gás e seu funcionamento é baseado na coleta da carga criada pela interação da radiação com o gás contido no seu interior. As câmaras de ionização medem a exposição detectando as cargas liberadas quando os fótons de raios X ionizam o seu gás. As câmaras precisam de uma alta tensão positiva aplicada no ânodo coletor para atrair os elétrons liberados no processo de ionização do gás (MAHESH, 2013; METTLER; GUIBERTEAU, 2018).

As câmaras de ionização são dosímetros amplamente utilizados para medições de *kerma* no ar e dose absorvida em hospitais e laboratórios de metrologia de radiação. Existem vários modelos de câmaras de ionização, sendo que, o modelo utilizado para medições em experimentos com TC é do tipo lápis. A câmara lápis possui uma geometria cilíndrica que permite medições em equipamentos emissores de radiação que giram enquanto emitem radiação, ou seja, apresenta uma resposta uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo, como é o caso dos tomógrafos (OLIVEIRA, 2011).

As câmaras do tipo lápis são câmaras cilíndricas, não seladas com 15 cm de comprimento sensível, sendo 10 cm de comprimento útil. Estão conformadas por um eletrodo em seu núcleo, responsável por capturar os íons formados no ar como consequência da interação com radiação ionizante incidente. A leitura geralmente apresentada por este tipo de câmara é em unidades de dose vezes o comprimento (mGy.cm) (MAIA, 2005; GOMEZ, 2017).

A câmara de ionização do tipo lápis é utilizada na TC para medição de índice de dose de TC (CTDI), sendo posicionada dentro de objetos simuladores de cabeça e tronco, que buscam representar o paciente, portanto, as câmaras sofrem influência tanto da radiação proveniente do feixe primário como da radiação espalhada do simulador (MAIA, 2005). A Fig. 14 apresenta uma câmara de ionização do tipo lápis.

Figura 14 – Câmara de ionização tipo lápis.



Fonte: (RADICAL, 2022).

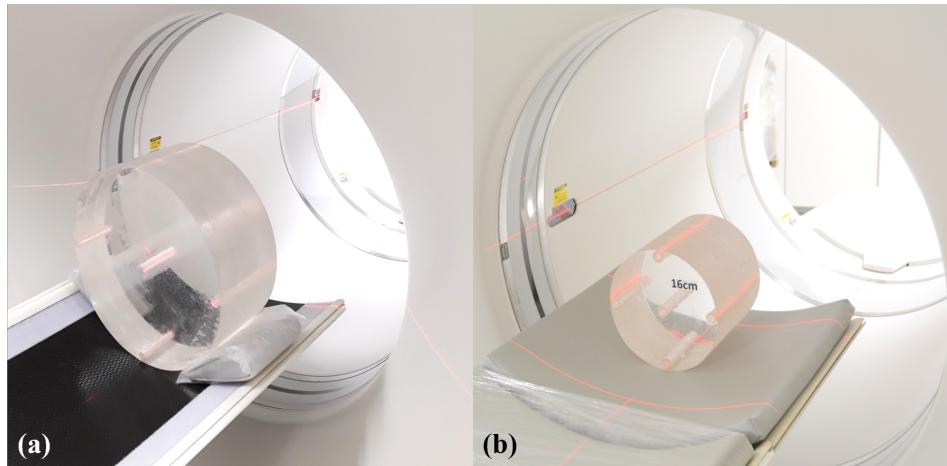
## 2.8 Objetos Simuladores

Objetos simuladores são dispositivos muito utilizados em exames médicos para representar o paciente. Esses objetos são utilizados em exames de radiodiagnóstico para o controle de qualidade, calibração de equipamentos, dosimetria e no processo de educação de profissionais. Para a avaliação de um dispositivo de imagem o objeto simulador é usado como substituto para tecidos humanos, para garantir que os sistemas e métodos de imagem do corpo humano estejam operando corretamente (AAPM, 2011; WHO, 2022).

Os objetos simuladores podem ser físicos ou computacionais, como por exemplo o objeto simulador de PMMA e objetos definidos computacionalmente para a simulação de interação das radiações utilizando o código de Monte Carlo respectivamente. Os objetos simuladores representativos de pacientes humanos buscam reproduzir características associadas a idade, forma, gênero e tamanho de um corpo humano (ALONSO; MOURÃO; SILVA, 2018; FERNANDES, 2018).

O objeto simulador de PMMA responde em forma similar aos tecidos moles do corpo humano. Para a avaliação do *kerma* no ar em equipamentos de TC são utilizados dois objetos simuladores de PMMA padrão, um de cabeça e o outro de tronco. Os objetos simuladores são cilíndricos sendo o de cabeça com 16 cm de diâmetro e o de tronco com 32 cm de diâmetro, ambos com 15 cm de comprimento. Esses dois objetos possuem cinco aberturas, sendo, uma central e quatro periféricas de 12,7 mm de diâmetro onde é possível inserir instrumentos para medições de dose, como por exemplo, a colocação de uma câmara de ionização do tipo lápis (ALONSO; MOURÃO; SILVA, 2018; ICRU, 1992). Na Fig. 15, é demonstrado os objetos simuladores de tronco e cabeça de PMMA, posicionados na mesa de um aparelho de TC e que são utilizados para seu controle de qualidade da imagem e estudos de dosimetria.

Figura 15 – Objeto simulador cilíndrico em PMMA de tronco (a) e de cabeça (b).



## 2.9 Qualidade da Imagem na TC

A qualidade da imagem se refere a quão bem a imagem representa o objeto em estudo. No entanto, o verdadeiro teste da qualidade de uma imagem específica é se ela serve ao propósito para o qual foi adquirida (DANCE *et al.*, 2014; ROMANS, 2011). Para avaliar o quão bem a imagem representa a anatomia real de um objeto, existem três parâmetros principais que são: resolução espacial, resolução de contraste e ruído.

### 2.9.1 Resolução Espacial

A resolução espacial é um parâmetro muito utilizado para avaliar as imagens médicas. É geralmente denominado como resolução de alto contraste. Este descreve a capacidade do sistema em identificar estruturas muito finas separadamente. De modo geral, a resolução espacial é determinada para estruturas de alto contraste a fim de minimizar a influência do ruído nessa medição. Porém, variáveis geométricas passam a ser importantes na sua determinação (RAMOS; SOARES, 2011).

O tamanho do pixel é diretamente associado com a resolução espacial, ou seja, quanto menor o tamanho do pixel, melhor é a resolução espacial. Os aparelhos de TC permitem a reconstrução de imagens após atividades de pós-processamento sendo uma boa maneira de influenciar a resolução espacial. Espessuras menores de corte também produzem uma melhor resolução espacial, assim como, o tamanho do voxel na TC. Os projetos dos colimadores pré-paciente e pré-detector afetam o nível de radiação espalhada e influenciam na resolução espacial, porque afetam a resolução de contraste do sistema. A resolução espacial típica dos aparelhos de TC apresenta pixels de  $1 \times 1 \text{ mm}^2$  na resolução padrão e de  $0,5 \times 0,5 \text{ mm}^2$  para a alta resolução, e está entre 1 a 2 pares de linhas. $\text{mm}^{-1}$  (BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2018).

### 2.9.2 Resolução de Contraste

A resolução de contraste, também conhecida como resolução de baixo contraste, é a capacidade de distinguir um tecido mole do outro sem levar em conta seu tamanho ou forma.



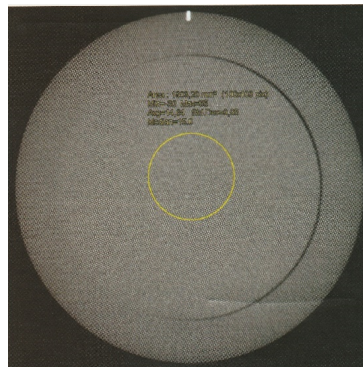
Esta resolução na TC é de muita boa qualidade, porque se pode distribuir a escala de cinzas na região de tecidos moles, que têm um baixo contraste entre si, numa faixa que varia de -100 a +100 HU. A resolução em baixo contraste tem influência dos ruídos que podem surgir no processo de aquisição da imagem. Os fatores de espessura do corte e corrente elétrica (mA) são os que mais influenciam na geração de ruídos (BUSHONG, 2010; ROMANS, 2011; MOURÃO; OLIVEIRA, 2009).

### 2.9.3 Ruído

O ruído é aquele aspecto granulado que aparece na imagem de TC e depende do número de fótons de raios X que chegam ao detector (ruído quântico), do ruído eletrônico do sistema de detecção e da escolha da reconstrução. Dentre esses três, o ruído quântico é o que predomina e é influenciado diretamente pela tensão aplicada no tubo de raios X, pelo filtro físico, espessura de corte, composição da região do corpo em estudo e pelos algoritmos de reconstrução (DANCE *et al.*, 2014; RAMOS; SOARES, 2011).

O ruído é determinado na prática através de um simulador que tenha equivalência com água. Utiliza o desvio padrão expresso em Unidades de Hounsfield dentro de uma Região de Interesse (ROI) para a medição do ruído (Fig. 16). Este deve ser avaliado através da média entre medidas de ROI na posição central para cada fileira de detecção, e geralmente é realizado cinco medições, sendo uma na região central e quatro nas periféricas, para avaliar a uniformidade da imagem (RAMOS; SOARES, 2011; BUSHBERG; BOONE, 2011).

Figura 16 – Imagem de simulador para a avaliação do ruído na imagem de TC.



Fonte: (RAMOS; SOARES, 2011).

## 3 Materiais e Métodos

Neste capítulo é feita a abordagem sobre os tomógrafos utilizados nas varreduras de TC, bem como as suas características. Em seguida são apresentados os objetos simuladores de cabeça de PMMA que foram desenvolvidos, produzidos e utilizados nos experimentos realizados. É apresentado o sistema de dosimetria utilizado na TC, com uso da câmara de ionização do tipo lápis e o posicionamento dos objetos simuladores no interior do gantry dos aparelhos de TC.

São apresentados ainda os parâmetros dos protocolos de aquisição utilizados para a irradiação da fatia central e nas varreduras dos objetos simuladores constando as modificações realizadas visando a otimização do processo para todos os objetos simuladores em todos os aparelhos de TC. Por fim, é apresentada a forma utilizada para a análise do ruído das imagens.

### 3.1 Os Tomógrafos

Os quatro aparelhos de TC utilizados para a aquisição das imagens pertencem a quatro unidades distintas de radiodiagnósticos de Belo Horizonte (MG). Os aparelhos de tomografia computadorizada são todos de tecnologia multicorte. Os tomógrafos foram identificados como T1, T2, T3 e T4 e suas características estão definidas na Tab. 2, na qual consta o fabricante, número de canais do arco detector, tamanho da abertura do gantry e o tipo de detector de cada um dos aparelhos.

Tabela 2 – Características dos tomógrafos.

Tomógrafo	Modelo	Fabricante	Número de Canais	Abertura do Gantry (cm)	Detector
<b>T1</b>	Aquilion PRIME	Toshiba	80	78	Quantum
<b>T2</b>	Aquilion	Toshiba	64	72	Quantum
<b>T3</b>	LightSpeed VCT	GE	64	70	V-Res
<b>T4</b>	Access	Philips	16	65	NanoPanel Elite

As diferenças entre os parâmetros de cada aparelho faz com que eles tenham um comportamento próprio no processo de varredura e de deposição de dose em paciente para um mesmo tipo de exame. Tomógrafos que apresentam maior número de canais permitem a realização de varreduras mais rápidas, o que implica na possibilidade de realização de exames como angiografias e de imagens de coração.

O tamanho da abertura do gantry influencia a densidade de fótons que atinge os detectores, devido à característica divergente de propagação do feixe de raios X. Quanto maior a abertura do gantry, menor é fluxo de fótons nos detectores. Essa variação pode ser corrigida com o aumento da corrente elétrica (mA) do tubo de raios X ou com o uso de detectores mais sensíveis, que conseguem detectar sinais menos intensos.

Assim, os modelos de tomógrafos apresentam detectores com características de resposta diferentes. O sinal de raios X atinge o cintilador que converte este sinal em um sinal luminoso. Esse sinal luminoso estimula um fotodiodo cuja resposta é uma corrente elétrica proporcional à intensidade do sinal luminoso recebido. Os materiais cintiladores mais comumente usados são o  $\text{CdWO}_4$ ,  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Pr,Ce}$  (GOS),  $(\text{Y,Gd})_2\text{O}_3\text{:Eu}$ , e recentemente o GE Gemstone (SHEFER *et al.*, 2013).

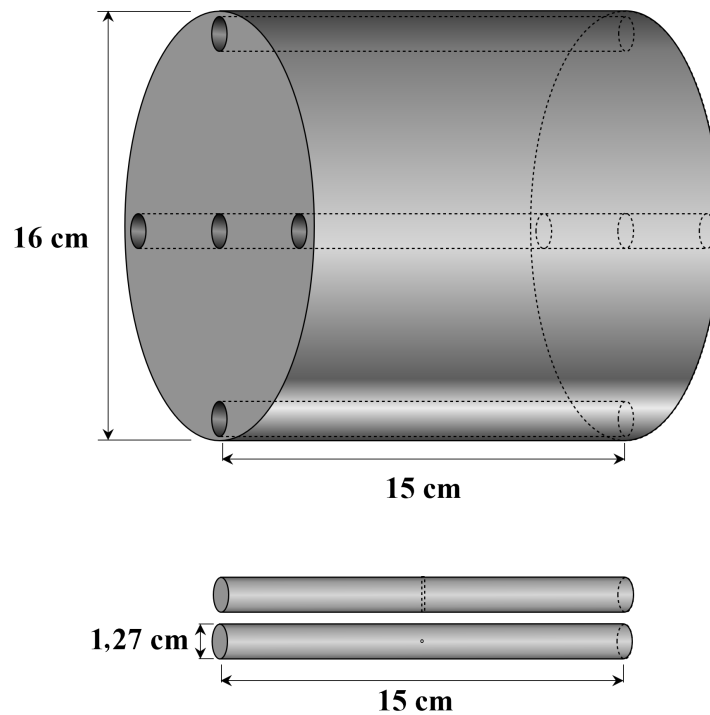
## 3.2 Objetos Simuladores de Cabeça

Os objetos simuladores de cabeça feitos de polimetilmetacrilato (PMMA) foram desenvolvidos pela equipe do Centro de Pesquisa em Engenharia Biomédica (CENEB), para avaliar o efeito da variação de volume na distribuição da dose e na qualidade da imagem. Para este estudo foram desenvolvidos quatro objetos simuladores de cabeça, sendo um representativo da cabeça de um indivíduo adulto, considerado o padrão para testes de varreduras de cabeça nos aparelhos de TC, e outros três com tamanhos menores representativos de pacientes menores, como os pacientes pediátricos.

O objeto simulador de cabeça padrão é um cilindro de PMMA de 16 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento. Os demais objetos foram construídos com 13, 12 e 11 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento. O objeto de menor diâmetro corresponde ao tamanho médio da cabeça de um recém-nascido (RN). Os objetos simuladores de cabeça desenvolvidos foram identificados como: Cabeça Padrão (CP), Cabeça com 13 cm (C13), Cabeça com 12 cm (C12) e Recém-Nascido com 11 cm (RN) (WHO, 2022).

Os objetos simuladores de cabeça possuem cinco aberturas, uma central e quatro periféricas defasadas de  $90^\circ$ . As aberturas têm dimensões de 1,27 cm de diâmetro por 15 cm de comprimento e são utilizadas para o posicionamento de dosímetros. Os centros das aberturas periféricas estão posicionados a 1 cm da superfície. As aberturas do objeto simulador são preenchidas por tarugos cilíndricos feitos de PMMA que podem ser removidos visando o posicionamento de medidores de dose como por exemplo, a câmara de ionização tipo lápis. Na Fig. 17 é apresentado um desenho com as medidas do objeto simulador de cabeça CP e dos tarugos de preenchimento das aberturas. Mais detalhes específicos sobre o projeto de fabricação do objeto simulador de cabeça CP é apresentado no Anexo A.

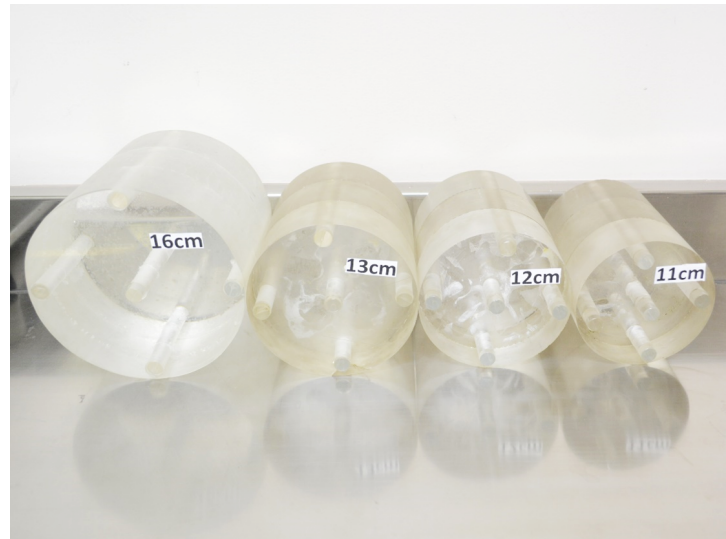
Figura 17 – Dimensões do objeto simulador de cabeça adulto padrão (CP) e do tarugo usado para o preenchimento das aberturas.



O objeto simulador CP é considerado o objeto padrão para a referência de dose em varreduras de TC de cabeça. Portanto, todas as varreduras de TC de cabeça realizadas em um determinado equipamento são acompanhadas por um relatório que informa um valor estimado de dose absorvida pelo paciente (CTDI) com base na varredura deste objeto simulador CP.

Os outros três objetos simuladores C13, C12 e RN foram feitos de PMMA e possuem o mesmo comprimento de 15 cm do objeto simulador CP e variam apenas nos diâmetros, com 13, 12 e 11 cm, respectivamente. Mais detalhes específicos sobre o projeto de fabricação dos objetos simuladores de cabeça C13, C12 e RN são apresentados nos Anexos B, C e D respectivamente. Na imagem da Fig. 18 estão os quatro objetos simuladores de cabeça feitos de PMMA utilizados nos experimentos.

Figura 18 – Imagens dos objetos simuladores de cabeça de PMMA.



O objeto simulador de cabeça RN corresponde ao tamanho de uma cabeça de um recém-nascido de acordo com as referências de medidas do percentil cefálico do crescimento de pós-natal de recém-nascidos da WHO (*World Health Organization*). O objeto simulador RN tem o percentil cefálico de 34,5 cm que corresponde a aproximadamente a 14 dias para recém-nascido do sexo masculino e a 28 dias para recém-nascido do sexo feminino (WHO, 2022).

Os objetos simuladores C13 e C12 não são nomeados com idades neste trabalho, devido ao fato de que estes podem ser utilizados para pacientes femininos e masculinos de porte físico menor e crianças de várias idades de acordo com sua anatomia cefálica.

### 3.3 Medição de Dose em TC com Câmara de Ionização

As medições de dose da irradiação da fatia central dos objetos simuladores foram feitas com a utilização da câmara de ionização tipo lápis da RADCAL ACCU-GOLD modelo 10X6-3CT, desenvolvida especificamente para fazer medições de CTDI e produto de dose longitudinal para feixes de raios X em TC.

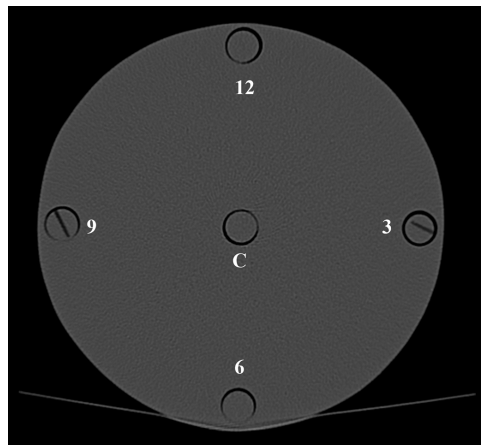
A faixa de detecção de dose está entre 200 nGy e 1 kGy com a precisão de calibração de  $\pm 4\%$  para raios X gerados com até 150 kV de energia e 10,2 mm de camada semirredutora. A dependência energética é de  $\pm 5\%$  para camadas semirredutoras de 3 a 20 mm. A câmara possui 3 cm<sup>3</sup> de volume ativo e o cabo é do tipo triaxial de baixo ruído de 1,5 mm (RADICAL, 2022). Na Fig. 19 é apresentada uma imagem da câmara de ionização tipo lápis que foi utilizada para as medições.

Figura 19 – Câmara de ionização tipo lápis.



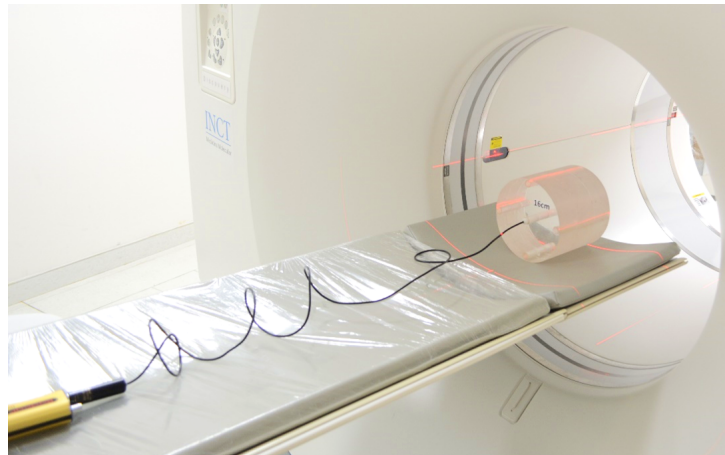
Para realizar as varreduras de cabeça em equipamentos de TC, o objeto simulador de cabeça é posicionado no isocentro do tomógrafo e tem suas aberturas periféricas identificadas de acordo com as horas do relógio analógico, como por exemplo: 3, 6, 9 e 12 e a abertura central pela letra C. Na Fig. 20 é ilustrado uma imagem de um corte axial do objeto simulador de cabeça CP. Essas aberturas são utilizadas como referência para o posicionamento do objeto simulador no isocentro do gantry com a ajuda dos lasers laterais e superior do tomógrafo.

Figura 20 – Imagem de corte axial do objeto simulador de cabeça CP com as aberturas identificadas e preenchidas pelos tarugos de PMMA.



Para medição de dose com a câmara de ionização tipo lápis, as aberturas do objeto simulador são preenchidas com os tarugos de PMMA, que precisam ser removidos um a um para o posicionamento da câmara visando a medição de dose alternadamente nas cinco posições. Portanto, quando a câmara de ionização está inserida em uma das aberturas, as outras aberturas devem ser preenchidas com tarugos de PMMA, para manter o objeto simulador como uma estrutura sólida de PMMA. Na Fig. 21 é apresentado o objeto simulador de cabeça adulto padrão (CP), posicionado no isocentro do gantry com a câmara de ionização tipo lápis inserida na abertura C.

Figura 21 – Câmara de ionização tipo lápis posicionada na abertura central (C).



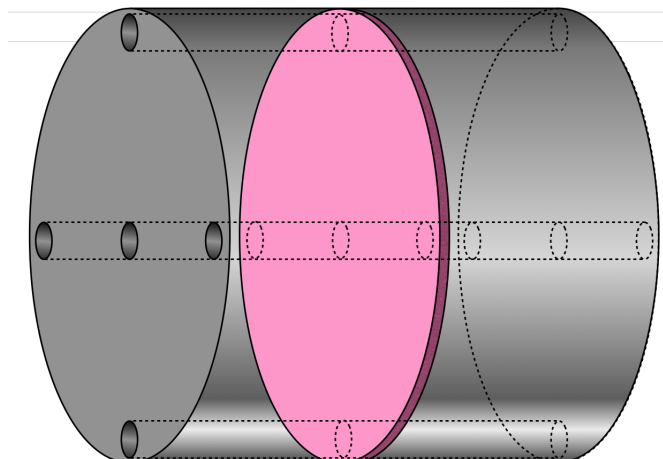
### 3.4 Protocolos de Aquisição

Dois tipos de protocolos de aquisição foram utilizados, um protocolo axial para irradiação da fatia central e um protocolo de varredura helicoidal para a região central dos objetos simuladores. O protocolo de irradiação de fatia central é usado para fazer medições usando a câmara de ionização tipo lápis e o protocolo de varredura helicoidal foi usado para obter os valores de  $CTDI_{vol}$  e para avaliar o ruído das imagens.

#### 3.4.1 Irradiação da Fatia Central

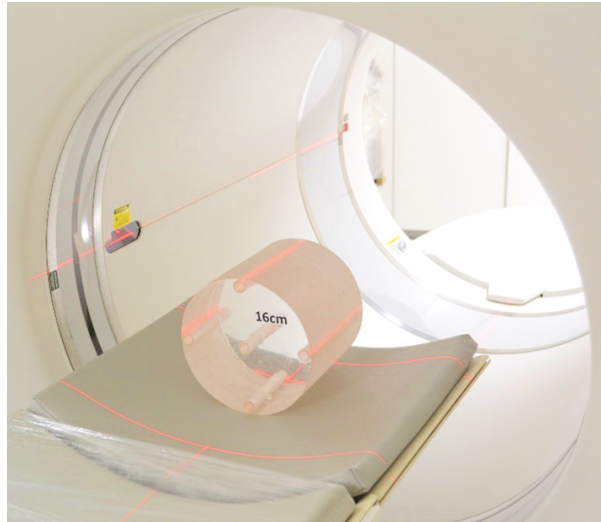
A irradiação da fatia central é definida através do protocolo de varredura de cabeça programado pelo terminal de operação do tomógrafo. As medidas foram registradas com o *gantry* na posição de angulação de  $0^\circ$  e com o objeto simulador posicionado no isocentro do *gantry* com a mesa estática durante a irradiação da fatia central para os registros dos valores de *kerma* no ar ( $C_{k100}$ ) pontuais e obtenção da dose absorvida ( $CTDI_{100}$ ). A Fig.22 ilustra a fatia central no centro do objeto simulador cilíndrico, que é a região irradiada durante a coleta das medidas com a câmara de ionização.

Figura 22 – Região da fatia central no objeto simulador.



Após o posicionamento do objeto simulador no isocentro do *gantry*, a mesa fica estática enquanto a fatia central do objeto simulador é irradiada sucessivamente para a coleta dos dados de medição. Na Fig. 23 é ilustrado o posicionamento do objeto simulador de cabeça CP com o auxílio dos lasers do tomógrafo.

Figura 23 – Alinhamento do objeto simulador de cabeça CP com o uso dos lasers.



Através do comando do tomógrafo foi realizada a varredura do objeto simulador para a aquisição da imagem de *scout* (topograma). Nesta imagem é realizada a programação para a irradiação da fatia central, na qual se confere o correto alinhamento e posicionamento do objeto simulador em relação ao isocentro do *gantry*. Se o posicionamento do objeto for assimétrico, ele deve ser reposicionado e um novo *scout* deve ser realizado.

Após a confirmação do posicionamento correto foram realizadas irradiações sucessivas da fatia central com cada um dos objetos simuladores utilizando a câmara de ionização tipo lápis posicionada de forma alternada em todas as aberturas. Para cada posicionamento da câmara foram realizadas 5 medições, perfazendo um mínimo de 25 medições para cada protocolo e para cada objeto simulador.

A irradiação da fatia central foi realizada nos tomógrafos utilizando uma carga de 100 mA.s e espessura da fatia central de 10 mm. A carga foi mantida com mesmo parâmetro em cada tomógrafo para garantir a reprodutibilidade dos experimentos em modo axial. Os valores de tensão foram utilizados de acordo com as possibilidades de cada tomógrafo. Os feixes de raios X gerados para irradiação da fatia central utilizaram as tensões de 120, 100 e 80 kV em todos os tomógrafos e objetos simuladores deste estudo. Além disso, no tomógrafo T4 a irradiação do objeto simulador RN utilizou também o valor de tensão de 70 kV, porque tinha essa opção de geração do feixe de raios X. Na Tab. 3 são apresentados estes protocolos utilizados para a irradiação da fatia central.

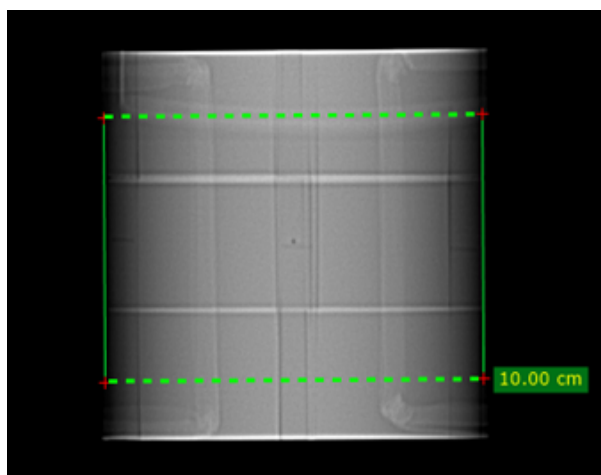


Tabela 3 – Protocolos de aquisição da irradiação da fatia central.

Tomógrafo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Espessura do Feixe (mm)
<b>T1</b>	120, 100 e 80	100	10
<b>T2</b>	120, 100 e 80	100	10
<b>T3</b>	120, 100 e 80	100	10
<b>T4</b>	120, 100, 80 e 70	100	10

### 3.4.2 Varredura Helicoidal

As varreduras helicoidais foram realizadas para 10 cm de comprimento da região central dos objetos simuladores, utilizando o protocolo de rotina definido em cada um dos quatro serviços nos quais os objetos simuladores foram testados. Posteriormente, foram realizadas novas varreduras com os demais protocolos selecionados para encontrar aquelas em que as doses em paciente eram menores. Essas novas varreduras foram realizadas com diferentes valores de tensão de alimentação do tubo de raios X. A Fig. 24 apresenta a imagem de um *scout* do objeto simulador CP com a demarcação da distância de 10 cm de comprimento da varredura helicoidal.

Figura 24 – Imagem do *scout* do objeto simulador CP com a demarcação dos limites de varredura.

A Tab. 4 apresenta os parâmetros dos protocolos de aquisição utilizados na rotina dos respectivos serviços de radiodiagnóstico para a varredura de cabeça. O único serviço que apresenta um protocolo específico para pacientes pediátricos é o do tomógrafo T1.

Tabela 4 – Protocolos de aquisição de varredura helicoidal, rotina.

Tomógrafos		Protocolos de Rotina				
		Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Carga (mA.s)	Pitch
<b>T1</b>	<b>Adulto</b>	120	180	0,75	135	0,625
	<b>Pediátrico</b>	100	270	0,75	202,5	0,625
<b>T2</b>	<b>Adulto</b>	120	200	1	200	0,656
<b>T3</b>	<b>Adulto</b>	120	200	1	200	0,984
<b>T4</b>	<b>Adulto</b>	120	225	0,88	200	1,0625

### 3.5 Obtenção de Valores de Índices de Dose

Os valores de *kerma* no ar em PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ) são obtidos através da leitura dos valores registrados no eletrômetro da câmara de ionização tipo lápis com a temperatura e pressão corrigidas adequadamente. Para obter o valor de índice de dose de TC (CTDI), o valor do *kerma* no ar deve ser corrigido por um fator ( $F_{DK}$ ) definido pelo valor do coeficiente de atenuação de massa de PMMA dividido pelo coeficiente de atenuação de massa de ar (GOMEZ, 2017).

Os valores de  $F_{DK}$  utilizados foram obtidos levando-se em consideração os dados do coeficiente de atenuação linear para raios X disponíveis nas tabelas do *NIST (National Institute of Standards and Technology)*. Nesta tabela, os valores de energia de 50, 60, 80, 100 e 150 keV são determinados. A partir desses valores, foram obtidos os valores específicos para as energias de interesse deste trabalho, considerando a variação linear nessas faixas de energia. Os valores obtidos foram para as energias de 50, 55, 65 e 72 keV. (NIST, 2022).

Os feixes de raios X utilizados em TC possuem filtragem específica para diminuição dos fótons de energia de até 30 keV. A faixa de variação da tensão de alimentação do tubo de raios X varia entre 70 e 120 kV. De acordo com os espectros determinado por (DUAN *et al.*, 2011), os valores médios de energia dos feixes de raio X utilizados neste trabalho foram definidos. Assim sendo, as doses obtidas nas varreduras da fatia central dos objetos simuladores são corrigidas e calculados os valores de  $CTDI_{vol}$ . A Tab.5 apresenta os valores obtidos para conversão do *kerma* no ar medidos no PMMA para CTDI.

Tabela 5 – Fator de conversão de Ar-PMMA para diferentes valores de tensão.

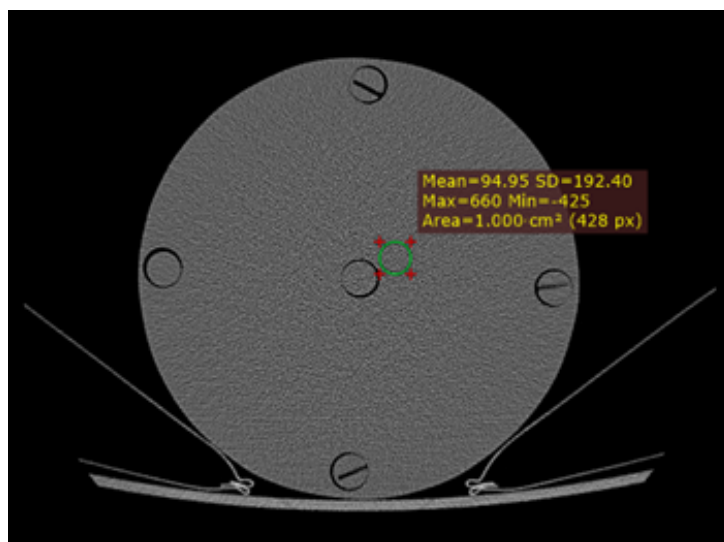
Tensão (kV)	Energia Média (keV)	Coef. de Atenuação Linear		Fator de Conversão ( $F_{DK}$ )
		Ar	PMMA	
70	50	0,2080	0,2074	0,9971
80	55	0,1978	0,1999	1,0106
100	65	0,1822	0,1881	1,0324
120	72	0,1747	0,1820	1,0418

### 3.6 Análise de Ruído nas Imagens de TC

Para analisar o ruído e a qualidade da imagem na TC foi utilizado o programa *RadiAnt DICOM Viewer*, que é um visualizador de imagens médicas no formato *Digital Imaging Communications* (DICOM). Foi selecionada a imagem da fatia central que tem uma maior interferência da radiação espalhada dentro do objeto simulador. Em seguida, foi selecionado uma ROI de 1 cm<sup>2</sup> em uma região uniforme da imagem, próxima à região central do objeto simulador.

O software informa o valor médio em Unidades de Hounsfield ( $\overline{HU}$ ), o desvio padrão (SD) e a área da ROI para a região delimitada. Com estes dados foi calculada a taxa de ruído na imagem de TC. Na imagem da Fig. 25 é ilustrado a seleção da área de ROI para a obtenção dos dados que permite calcular os valores de ruído.

Figura 25 – Seleção do ROI na imagem de corte axial do objeto simulador de cabeça CP.



O valor percentual de ruído foi calculado usando a Eq. 3.1, a partir dos dados coletados na ROI selecionada na imagem da fatia central. Para manter a qualidade diagnóstica da imagem ficou determinado que o valor percentual do ruído deveria ser menor ou igual a 1%, sendo que com este valor as imagens podem ser consideradas como boas para o diagnóstico (DANCE *et al.*, 2014).

$$Ruído(\%) = \frac{SD}{HU + 1.000} \cdot 100 \quad (3.1)$$

Diferentemente dos tecidos humanos que são heterogêneos em sua composição, o objeto simulador de PMMA é homogêneo, o que significa que todos os *voxels* da composição de uma fatia irradiada têm a mesma densidade eletrônica (CANTERA; TORTOSA, 2003). O PMMA possui um valor de 118,7 HU na escala Hounsfield para um feixe de raios X gerado em 120 kV. Assim sendo, todos os *pixels* da imagem de uma fatia de PMMA deveriam apresentar um valor de 118,7 HU quando se utiliza o feixe de 120 kV (VÁSQUEZ *et al.*, 2012). No entanto, devido ao processo de geração de imagens de TC, vários fatores influenciam no processo, podendo essa imagem ser mais ou menos ruidosa, mas sempre com um ruído inerente, que pode ser maior ou menor dependendo do protocolo de aquisição.

Os valores de corrente e *pitch*, por exemplo, influenciam no valor do ruído da imagem. Quanto maior o valor de corrente menor será o valor de ruído e quanto menor o valor do *pitch* menor será o valor do ruído. No entanto, imagens menos ruidosas podem gerar maiores doses no paciente. Logo, na otimização de processos de aquisição de imagens de TC, buscam-se diminuir a dose absorvida pelo paciente e manter a qualidade diagnóstica da imagem. O uso de um objeto simulador homogêneo permite controlar o ruído da imagem, sendo que neste caso, a condição limite para uma imagem aceitável está em até 1% do valor do ruído (CANTERA; TORTOSA, 2003; FRUSH; HUDA, 2006). Este valor é recomendado pelo fabricante quando se faz o teste de aceitação do equipamento de TC após a sua instalação.

Imagens de pacientes não permitem observar essas características, em virtude da variação

dos tecidos de cada *voxel* de uma fatia irradiada. No entanto, protocolos definidos com objetos simuladores de PMMA podem ser aplicados em pacientes com mesmas características (tamanho) gerando imagens de qualidade diagnóstica de muito boa qualidade, de acordo com os protocolos otimizados implementados nos serviços estudados (CANTERA; TORTOSA, 2003; AAPM, 2010).

### 3.7 Obtenção dos Protocolos Otimizados

A determinação dos protocolos otimizados foi realizada através da varredura helicoidal dos objetos simuladores utilizando a ferramenta de controle automático de exposição do equipamento (auto mA). Essa ferramenta não é utilizada nas varreduras de cabeça em virtude da pouca variação no diâmetro axial. Foram realizadas varreduras helicoidais com controle automático nos quatro objetos simuladores, utilizando os quatro valores de tensão de alimentação do tubo de raios X, nos quatro tomógrafos testados.

Ao analisar as imagens geradas nessas varreduras, observou-se que a corrente apresenta um valor maior no início da varredura e depois se estabiliza, ficando constante nas demais fatias irradiadas. Esse valor no qual essa corrente se estabiliza foi utilizado como referência nos novos protocolos de varredura testados.

A partir do valor de corrente encontrado na fatia central na varredura com o controle automático de corrente (mA), foram feitas novas varreduras com valores fixos de corrente, próximos do valor sugerido pela varredura com controle automático.

A partir do cálculo do menor valor de ruído aceitável na imagem da fatia central, foi determinado o melhor valor de corrente para a varredura de cada objeto simulador para cada uma das tensões testadas, de modo a manter a qualidade diagnóstica da imagem. O valor limite do ruído para uma imagem aceitável está em até 1%.

Além disso, os valores de *pitch* foram ajustados, quando necessário, para o valor mais próximo de 1 disponível em cada aparelho.

## 4 Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos a partir dos experimentos realizados com os quatro objetos simuladores de cabeça, em cada um dos quatro tomógrafos. Primeiro, são apresentadas as medições de *kerma* no ar feitas com a câmara de ionização tipo lápis para os diferentes valores de tensões de alimentação do tubo de raios X em cada objeto simulador e tomógrafo. Sequencialmente, são apresentados os valores de índices de dose (CTDI) obtidos a partir dos valores medidos de *kerma* no ar ( $C_{k,PMMA,100}$ ). Baseados nos valores de dose absorvida em paciente, foram testados novos protocolos para varreduras de cabeça, visando à redução desta dose absorvida a partir do controle do valor definido como ruído máximo aceitável. Os protocolos otimizados foram definidos para cada um dos objetos simuladores estudados em cada um dos tomógrafos testados. Ao final do capítulo é realizada uma breve discussão sobre esses resultados.

### 4.1 Medidas de Irradiação da Fatia Central

Os dados de *kerma* no ar no PMM( $C_{k,PMMA,100}$ ) foram medidos com a câmara de ionização tipo lápis para os quatro objetos simuladores de cabeça nos tomógrafos. A irradiação da fatia central foi realizada utilizando os protocolos apresentados na Tab. 4. A partir das medidas realizadas nas cinco aberturas dos objetos simuladores, foi obtido o valor de *kerma* no ar ponderado ( $C_w$ ), que foi corrigido utilizando fatores de correção dose-kerma ( $F_{DK}$ ), de acordo com cada valor de tensão aplicada, para a determinação do índice de dose ponderado ( $CTDI_w$ ).

#### 4.1.1 Medidas no Tomógrafo T1

No tomógrafo T1, um equipamento da Toshiba de 80 canais, a irradiação da fatia central foi realizada nos quatro objetos simuladores de cabeça: CP, C13, C12 e RN de acordo com o protocolo da Tab. 4, com as tensões de alimentação de 80, 100 e 120 kV. A partir desses dados foram calculados os valores de *kerma* no ar no PMMA ponderado ( $C_w$ ), os valores de índice de dose ponderado ( $CTDI_w$ ), juntamente com o desvio padrão (SD) associado a essas grandezas.

#### Feixe de 120 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 120 kV são apresentados na Tab. 6. O  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 1,0418.

Tabela 6 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 120 kV no tomógrafo T1.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
<b>3</b>	12,05±0,16*	13,85±0,66	19,32±0,63	20,58±0,56
<b>6</b>	11,67±0,27	14,32±0,87	19,85±0,79	19,66±0,35
<b>9</b>	12,72±0,23	13,46±0,39	20,96±0,26	20,78±0,89
<b>12</b>	13,25±0,44	15,25±0,47	20,86±0,47	21,89±0,74
<b>C</b>	11,67±0,04	13,76±0,08	19,47±0,08	20,65±0,03
$C_w$ (mGy)	12,17±0,19	14,07±0,43	19,99±0,38	20,70±0,43
$CTDI_w$ (mGy)	12,68±0,20	14,66±0,44	20,82±0,40	21,57±0,45

\*Desvio padrão

O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 11,67 e 21,89 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 87,57% maior do que o menor valor médio registrado na posição C e 6 do objeto simulador de cabeça CP.

Considerando as medidas em cada um dos objetos simuladores, os maiores valores foram registrados na posição 12 em todos eles. Esta é uma característica associada ao fato de que a composição da dose no ponto 12 é a menos afetada pela parcela do feixe filtrada pela mesa durante a rotação do tubo de raios X, por ser o ponto de medição mais distante da mesa. Além disso, os menores valores ocorrem nas posições 6 e central, devido ao efeito decorrente da filtração do feixe de raios X pela mesa, quando o feixe se propaga de baixo pra cima. Essa direção de irradiação do feixe contribui mais para a composicao da dose nesses dois pontos.

A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*. Entretanto, se ocorrer alguma variação discrepante entre esses valores possivelmente o objeto simulador foi mal posicionado em relação à distância lateral do *gantry*, ou o aparelho pode estar com um desalinhamento inerente que deve ser corrigido.

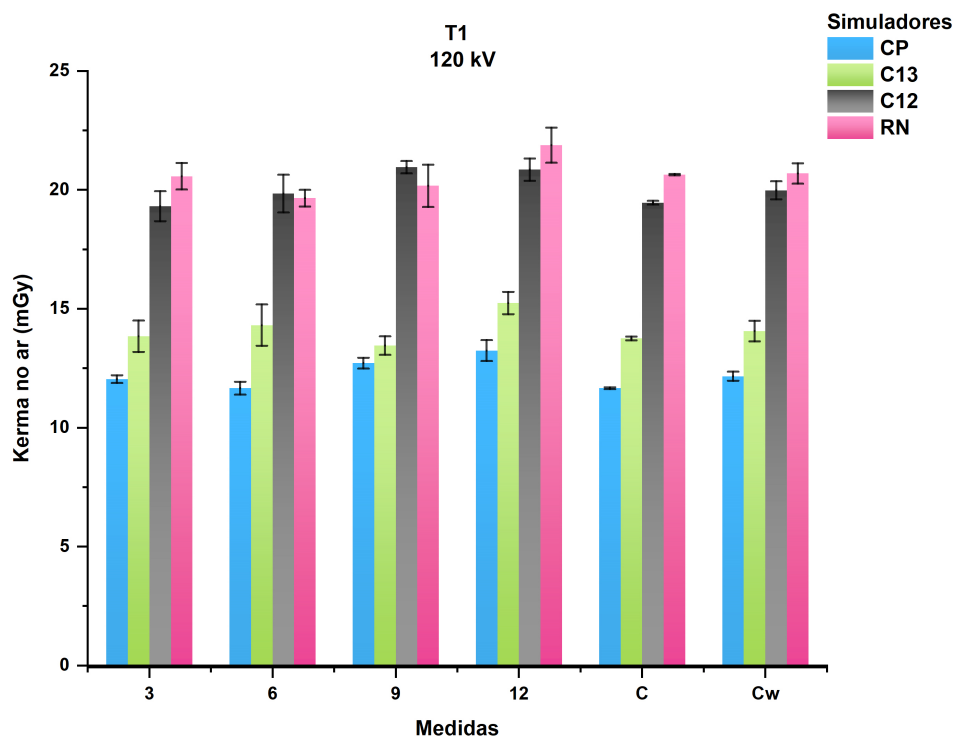
Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 21,57 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Essa é uma característica da irradiação em TC, na qual objetos menores tendem a receber doses maiores quando se utiliza um mesmo protocolo de aquisição, promovendo assim uma maior deposição de dose. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose 70,11% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 26 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).

Tanto nas medidas pontuais (3, 6, 9, 12 e central) quanto no valor obtido de *kerma* no ar

ponderado pode-se observar que as doses nos objetos simuladores menores, RN e C12, apresentam valores bem maiores que aqueles registrados nos objetos simuladores C13 e CP.

Figura 26 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T1 com 120 kV.



#### Feixe de 100 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 100 kV são apresentados na Tab. 7. O  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi de 1,0324.

Tabela 7 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 100 kV no tomógrafo T1.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
3	7,82±0,14*	9,48±0,22	12,94±0,61	12,98±0,22
6	7,63±0,24	9,49±0,42	12,61±0,44	12,66±0,07
9	7,96±0,29	9,29±0,38	13,52±0,28	12,78±0,11
12	8,37±0,04	9,14±0,45	13,52±0,48	13,62±0,48
C	7,41±0,03	8,86±0,02	12,51±0,05	13,37±0,02
$C_w$ (mGy)	7,77±0,13	9,19±0,25	12,94±0,32	13,13±0,15
$CTDI_w$ (mGy)	8,02±0,13	9,49±0,26	13,36±0,33	13,55±0,16

\*Desvio padrão

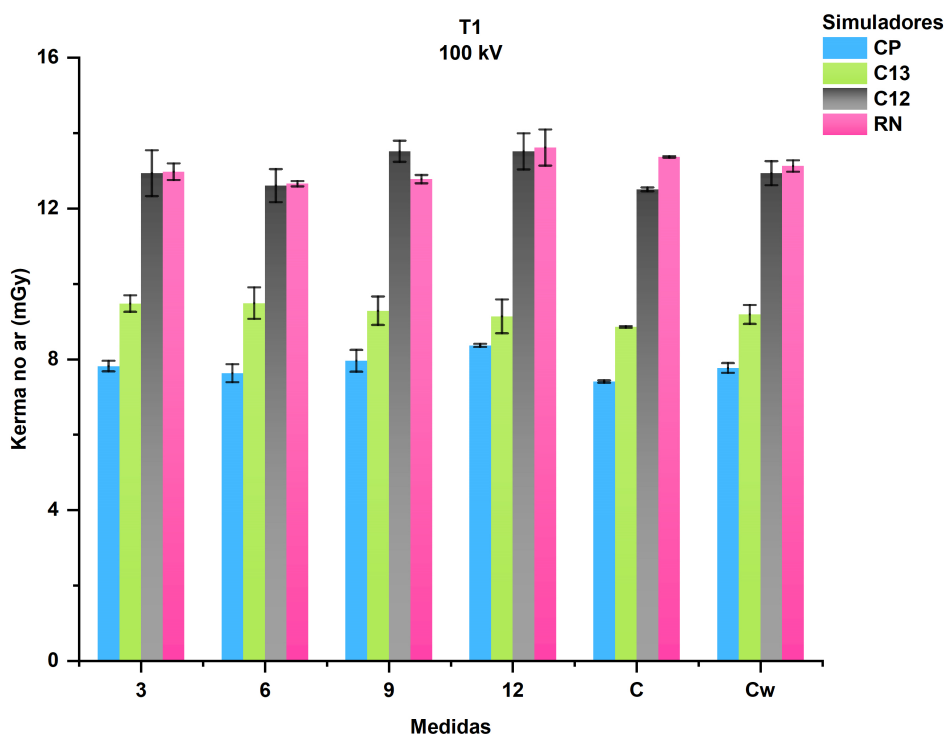
O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 7,41 e 13,62 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 83,81% maior do que o menor valor médio registrado, na posição C do objeto simulador de cabeça

CP. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 13,55 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose que é 68,95% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 27 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais de dose entre os quatro objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 100 kV. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o padrão de cabeça adulto (CP), foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ). Também se observa que o valores medidos do objeto simulador C12 e RN foram bem próximas e bem maiores que os valores registrados em C13 e CP.

Figura 27 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T1 com 100 kV.



#### Feixe de 80 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 80 kV são apresentados na Tab. 8. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi de 1,0106.



Tabela 8 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 80 kV no tomógrafo T1.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
<b>3</b>	4,43±0,10*	5,34±0,28	7,17±0,38	7,67±0,07
<b>6</b>	4,16±0,05	5,33±0,18	7,24±0,37	7,02±0,14
<b>9</b>	4,28±0,26	5,50±0,14	7,16±0,38	7,32±0,30
<b>12</b>	4,95±0,16	5,26±0,18	7,33±0,36	7,77±0,37
<b>C</b>	3,99±0,01	4,90±0,02	6,79±0,01	7,31±0,02
$C_w$ (mGy)	4,30±0,10	5,20±0,14	7,08±0,25	7,40±0,15
$CTDI_w$ (mGy)	4,35±0,10	5,26±0,14	7,16±0,25	7,48±0,15

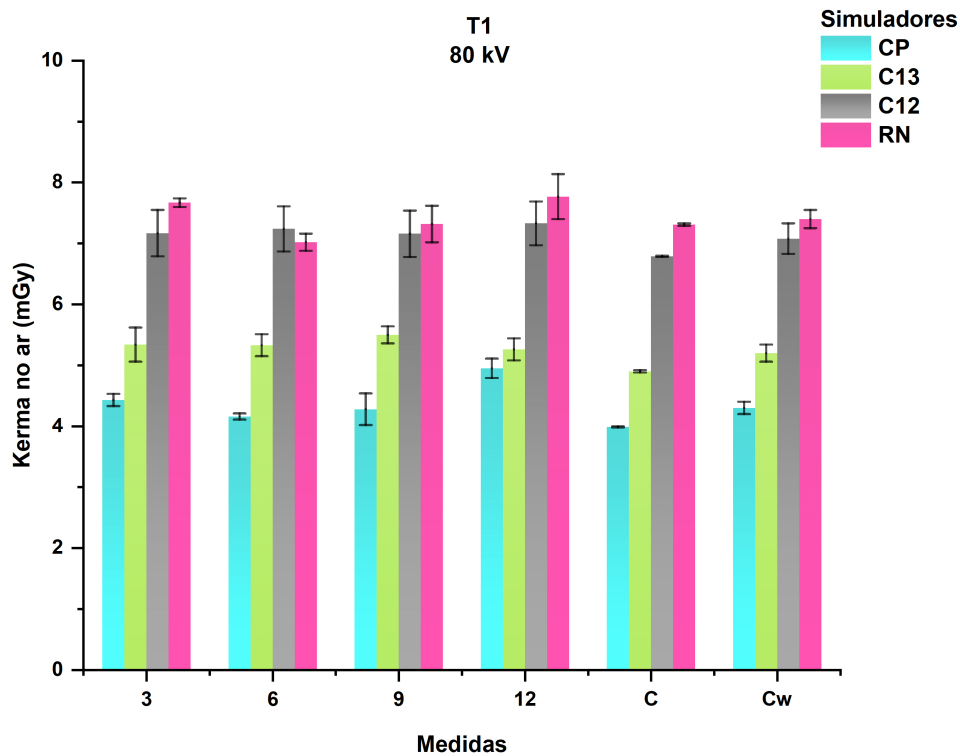
\*Desvio padrão

O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 3,99 e 7,77 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 94,74% maior do que o menor valor médio registrado na posição C do objeto simulador de cabeça CP. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 7,48 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Também, se observa que o objeto simulador C12 obteve um valor alto de 7,16 mGy que é bem próximo ao valor do RN para esta tensão de 80 kV. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior de 71,95% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

No gráfico de barras da Fig. 28 é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ). Também se observa que o valores medidos do objeto simulador C12 e RN foram bem próximos.

Figura 28 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T1 com 80 kV.



#### 4.1.2 Medidas no Tomógrafo T2

No tomógrafo T2, um equipamento da Toshiba de 64 canais, a irradiação da fatia central foi realizada nos quatro objetos simuladores de cabeça: CP, C13, C12 e RN de acordo com o protocolo da Tab. 4 com as tensões de alimentação de 80, 100 e 120 kV. A partir desses dados foram calculados os valores de *kerma* no ar no PMMA ponderado ( $C_w$ ), os valores de índice de dose ponderado ( $CTDI_w$ ), juntamente com o desvio padrão (SD).

##### Feixe de 120 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 120 kV são apresentados na Tab. 9. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 1,0418.

Tabela 9 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 120 kV no tomógrafo T2.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
<b>3</b>	7,11±0,03*	8,96±0,38	9,03±0,38	9,52±0,16
<b>6</b>	7,20±0,07	8,08±0,20	8,84±0,30	9,09±0,17
<b>9</b>	7,71±0,11	8,91±0,24	9,43±0,33	9,61±0,12
<b>12</b>	8,28±0,07	9,99±0,33	9,55±0,13	10,57±0,12
<b>C</b>	7,20±0,05	8,72±0,08	9,26±0,07	9,26±0,11
$C_w$ (mGy)	7,45±0,06	8,90±0,22	9,23±0,22	9,55±0,13
$CTDI_w$ (mGy)	7,76±0,07	9,27±0,23	9,26±0,23	9,95±0,14

\*Desvio padrão

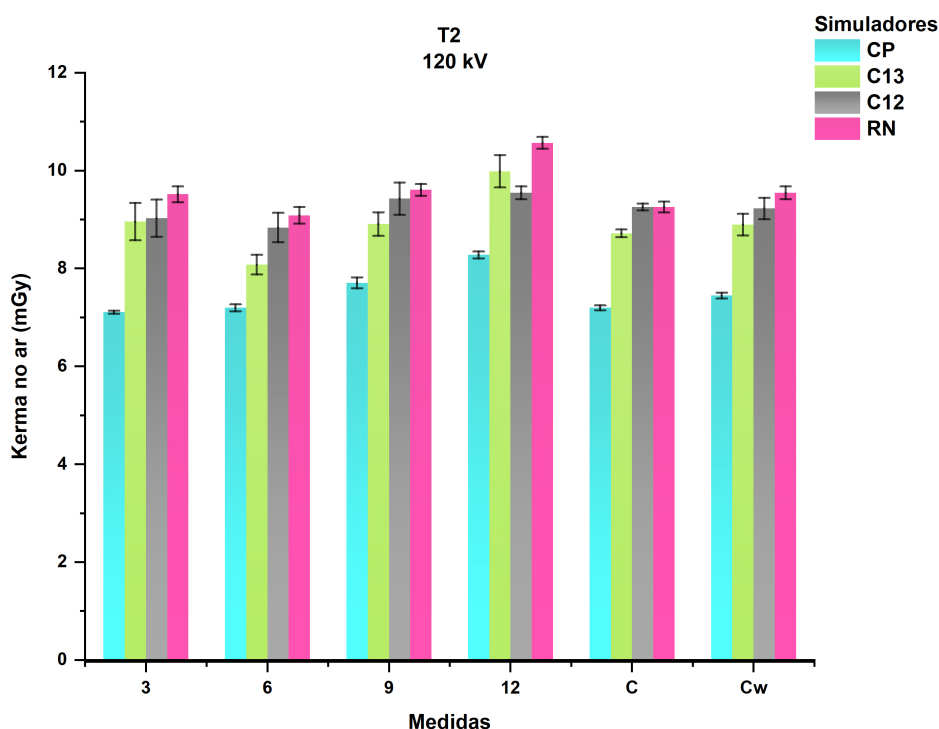
As medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 7,20 e 10,57 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 46,80% maior do que o menor valor médio registrado na posição C e 6 do objeto simulador de cabeça CP.

Os maiores valores foram registrados na posição 12 para todos os objetos simuladores, esta característica se deve ao fato de que a composição da dose no ponto 12 é a menos afetada pela parcela do feixe filtrada pela mesa durante a rotação do tubo de raios X, por ser o ponto de medição mais distante da mesa. Além disso, os menores valores ocorrem nas posições 6 e central. Na posição 6 os valores foram menores devido ao efeito decorrente da filtração do feixe de raios X pela mesa, quando o feixe se propaga de baixo pra cima. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 9,95 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Essa é uma característica da irradiação em TC, na qual objetos menores tendem a receber doses maiores quando se utiliza um mesmo protocolo de aquisição, promovendo assim uma maior deposição de dose. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior. Esta dose é 27,84% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP), que recebeu a menor dose para a tensão de 120 kV (7,76 mGy).

Na Fig. 29 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).

Figura 29 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T2 com 120 kV.



#### Feixe de 100 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 100 kV são apresentados na Tab. 10. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 1,0324.

Tabela 10 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 100 kV no tomógrafo T2.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
<b>3</b>	4,34±0,04*	5,58±0,17	5,71±0,16	6,13±0,09
<b>6</b>	4,43±0,02	5,25±0,06	5,67±0,17	5,72±0,14
<b>9</b>	4,71±0,06	5,91±0,16	5,90±0,03	6,32±0,15
<b>12</b>	5,22±0,04	6,14±0,16	6,39±0,22	6,62±0,22
<b>C</b>	4,38±0,06	5,52±0,06	5,83±0,05	5,91±0,06
$C_w$ (mGy)	4,58±0,04	5,65±0,11	5,89±0,12	6,10±0,12
$CTDI_w$ (mGy)	4,73±0,04	5,83±0,11	6,08±0,12	6,30±0,12

\*Desvio padrão

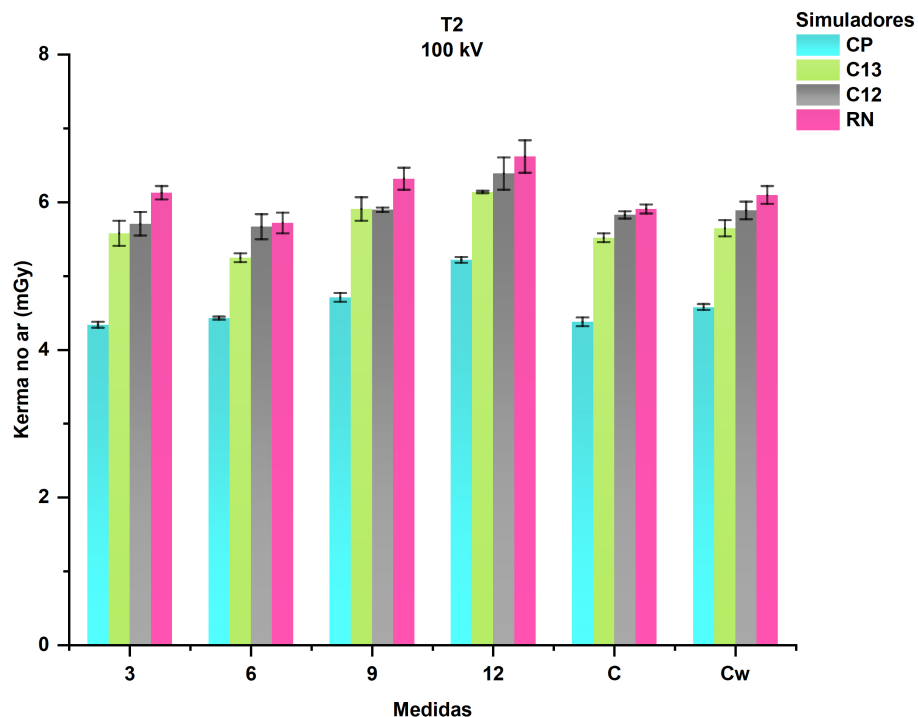
As medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 4,34 e 6,62 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 52,53% maior do que o menor valor médio registrado na posição 3 do objeto simulador de cabeça CP. Neste caso, a posição 3 obteve o menor valor médio registrado do que na posição C, provavelmente devido

ao fato do objeto simulador CP ter ficado posicionado mais à esquerda em relação ao isocentro, fazendo com que a dose na posição 3 fosse menor em virtude da característica divergente do feixe de raios X. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indicaria o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 6,30 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior. Esta dose é 33,19% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 30 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).

Figura 30 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T2 com 100 kV.



#### Feixe de 80 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 80 kV são apresentados na Tab. 11. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 1,0106.

Tabela 11 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 80 kV no tomógrafo T2.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
<b>3</b>	2,37±0,05*	3,09±0,11	3,26±0,08	3,37±0,05
<b>6</b>	2,43±0,02	2,87±0,03	3,05±0,04	3,15±0,02
<b>9</b>	2,69±0,09	3,35±0,05	3,39±0,01	3,59±0,09
<b>12</b>	3,03±0,10	3,42±0,12	3,74±0,12	3,81±0,08
<b>C</b>	2,32±0,02	3,02±0,03	3,24±0,03	3,43±0,03
$C_w$ (mGy)	2,52±0,05	3,13±0,06	3,32±0,05	3,46±0,05
$CTDI_w$ (mGy)	2,55±0,05	3,16±0,06	3,36±0,05	3,50±0,05

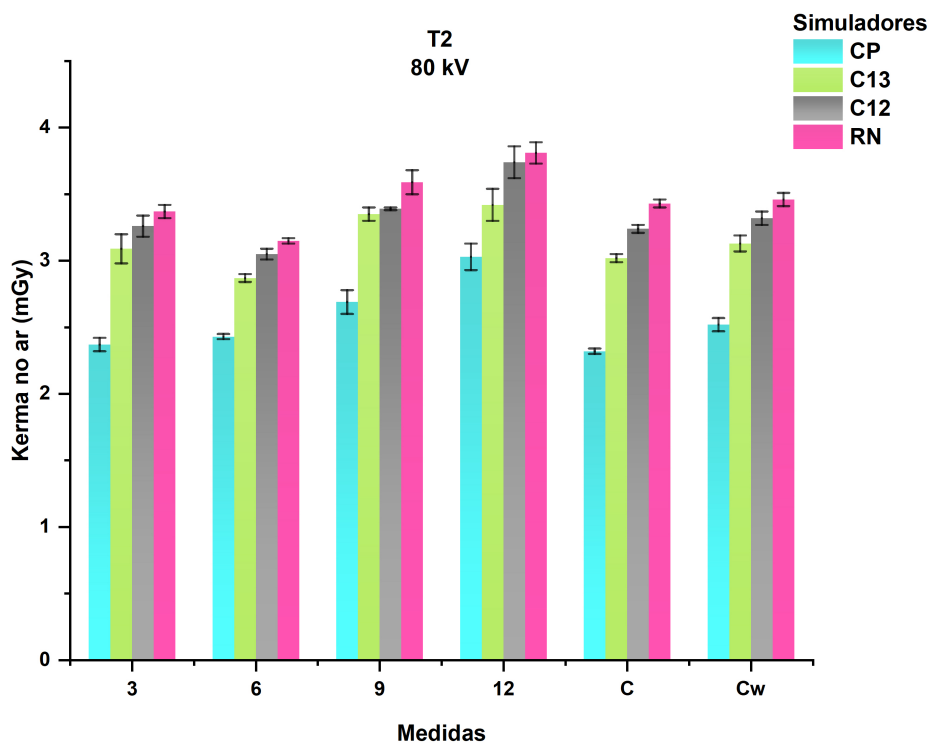
\*Desvio padrão

O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 2,32 e 3,81 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 64,22% maior do que o menor valor médio registrado na posição C do objeto simulador de cabeça CP. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 3,50 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Também, se observa que o objeto simulador C13 e C12 obteve um valor de 3,16 e 3,36 mGy respectivamente, que é bem próximo ao valor do RN para esta tensão de 80 kV. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior de 37,25% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 31 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).

Figura 31 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T2 com 80 kV.



#### 4.1.3 Medidas no Tomógrafo T3

No tomógrafo T3, um equipamento da GE de 64 canais, a irradiação da fatia central foi realizada nos quatro objetos simuladores de cabeça: CP, C13, C12 e RN de acordo com o protocolo da Tab. 4 com as tensões de alimentação de 80, 100 e 120 kV. A partir desses dados foram calculados os valores de *kerma* no ar no PMMA ponderado ( $C_w$ ), os valores de índice de dose ponderado ( $CTDI_w$ ), juntamente com o desvio padrão (SD).

##### Feixe de 120 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 120 kV são apresentados na Tab. 12. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 1,0418.

Tabela 12 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 120 kV no tomógrafo T3.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
<b>3</b>	19,48±0,02*	21,43±0,33	23,84±0,24	24,08±0,28
<b>6</b>	18,17±0,09	18,42±0,06	21,98±0,18	22,06±0,17
<b>9</b>	19,04±0,04	21,94±0,14	23,67±0,22	24,18±0,16
<b>12</b>	21,39±0,38	25,70±0,30	25,26±1,54	26,76±0,26
<b>C</b>	17,52±0,03	21,26±0,31	22,99±0,07	23,59±0,07
$C_w$ (mGy)	18,85±0,10	21,67±0,24	23,46±0,39	24,04±0,17
$CTDI_w$ (mGy)	19,64±0,10	22,58±0,25	24,44±0,40	25,05±0,18

\*Desvio padrão

O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 17,52 e 26,76 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 52,74% maior do que o menor valor médio registrado na posição C do objeto simulador de cabeça CP.

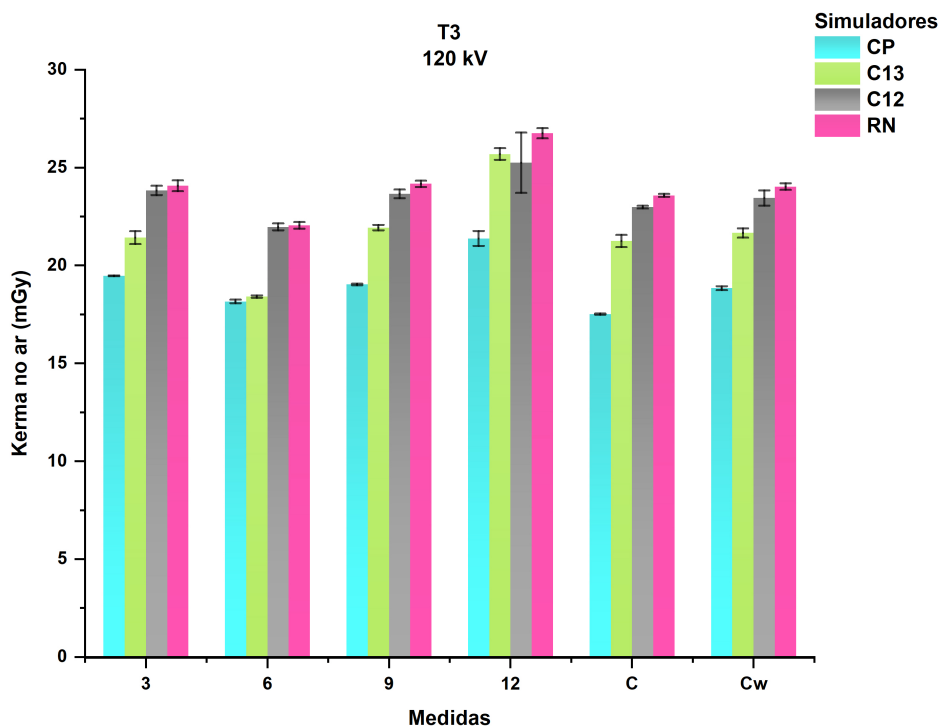
Os maiores valores foram registrados na posição 12 para todos os objetos simuladores, esta é uma característica do fato desta posição tem a menor filtração do feixe na composição da dose depositada. Além disso, os menores valores ocorrem nas posições 6 e central. Na posição 6 os valores foram menores devido ao efeito decorrente da filtração do feixe de raios X pela mesa, quando o feixe se propaga de baixo pra cima. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 25,05 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Essa é uma característica da irradiação em TC, na qual objetos menores tendem a receber doses maiores quando se utiliza um mesmo protocolo de aquisição, promovendo assim uma maior deposição de dose. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior. Esta dose é 27,55% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 32 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).



Figura 32 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T3 com 120 kV.



Feixe de 100 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 100 kV são apresentados na Tab. 13. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 1,0324.

Tabela 13 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 100 kV no tomógrafo T3.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
3	12,94±0,22*	14,12±0,17	15,57±0,14	15,71±0,07
6	11,98±0,11	11,90±0,09	14,24±0,15	14,23±0,11
9	12,83±0,08	14,15±0,17	15,46±0,08	15,66±0,08
12	14,10±0,08	17,15±0,19	17,29±0,22	17,71±0,18
C	11,28±0,09	13,54±0,05	14,84±0,06	15,28±0,06
$C_w$ (mGy)	12,40±0,11	14,07±0,12	15,37±0,12	15,65±0,10
$CTDI_w$ (mGy)	12,80±0,12	14,52±0,12	15,87±0,12	16,15±0,010

\*Desvio padrão

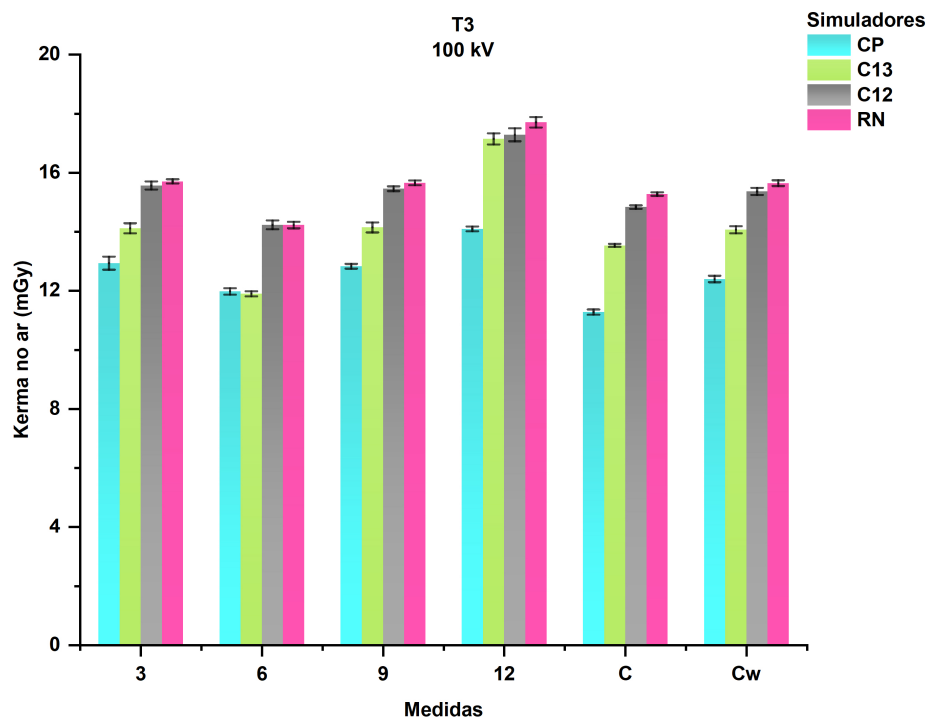
O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 11,28 e 17,71 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 57,00% maior do que o menor valor médio registrado na posição C do objeto simulador de cabeça

CP. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 16,15 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior. Esta dose é 26,17% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 33 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).

Figura 33 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T3 com 100 kV.



#### Feixe de 80 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 80 kV são apresentados na Tab. 14. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 1,0106.

Tabela 14 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 80 kV no tomógrafo T3.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
<b>3</b>	7,10±0,06*	7,79±0,10	8,61±0,10	8,70±0,11
<b>6</b>	5,84±0,02	6,36±0,08	7,72±0,08	7,82±0,06
<b>9</b>	6,94±0,06	7,71±0,08	8,61±0,09	8,74±0,11
<b>12</b>	8,39±0,10	9,66±0,08	9,87±0,13	10,07±0,08
<b>C</b>	5,94±0,01	7,22±0,01	8,02±0,04	8,33±0,02
$C_w$ (mGy)	6,69±0,04	7,66±0,06	8,47±0,08	8,67±0,07
$CTDI_w$ (mGy)	6,76±0,04	7,74±0,06	8,56±0,08	8,76±0,07

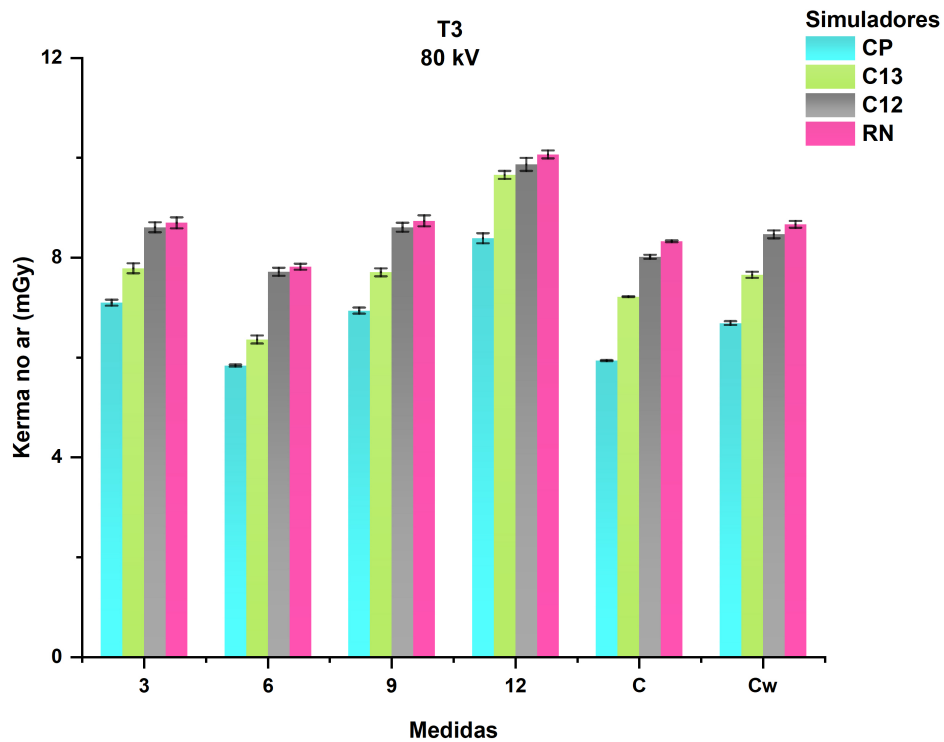
\*Desvio padrão

O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 5,84 e 10,07 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 72,43% maior do que o menor valor médio registrado na posição 6 do objeto simulador de cabeça CP. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 8,76 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Também, se observa que o objeto simulador C12 obteve um valor de 8,56 mGy, que é bem próximo ao valor do RN para esta tensão de 80 kV. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior de 29,59% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 34 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).

Figura 34 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T3 com 80 kV.



#### 4.1.4 Medidas no Tomógrafo T4

No tomógrafo T4, um equipamento da Philips de 16 canais, a irradiação da fatia central foi realizada nos quatro objetos simuladores de cabeça: CP, C13, C12 e RN de acordo com o protocolo da Tab.4 com as tensões de alimentação de 70, 80, 100 e 120 kV. A partir desses dados foram calculados os valores de *kerma* no ar no PMMA ponderado ( $C_w$ ), os valores de índice de dose ponderado ( $CTDI_w$ ), juntamente com o desvio padrão (SD).

##### Feixe de 120 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 120 kV são apresentados na Tab. 15. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 1,0418.

Tabela 15 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 120 kV no tomógrafo T4.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
<b>3</b>	19,31±0,49*	20,16±0,13	20,57±0,11	20,92±0,34
<b>6</b>	17,13±0,23	18,75±0,09	19,19±0,19	19,58±0,84
<b>9</b>	19,03±0,45	20,03±0,11	20,93±0,49	21,08±0,54
<b>12</b>	20,03±0,53	22,04±0,43	22,10±0,40	22,57±0,42
<b>C</b>	17,24±0,10	19,83±0,11	20,55±0,10	21,26±0,01
$C_w$ (mGy)	18,48±0,32	20,10±0,16	20,65±0,23	21,11±0,36
$CTDI_w$ (mGy)	19,25±0,33	20,94±0,17	21,51±0,24	21,99±0,37

\*Desvio padrão

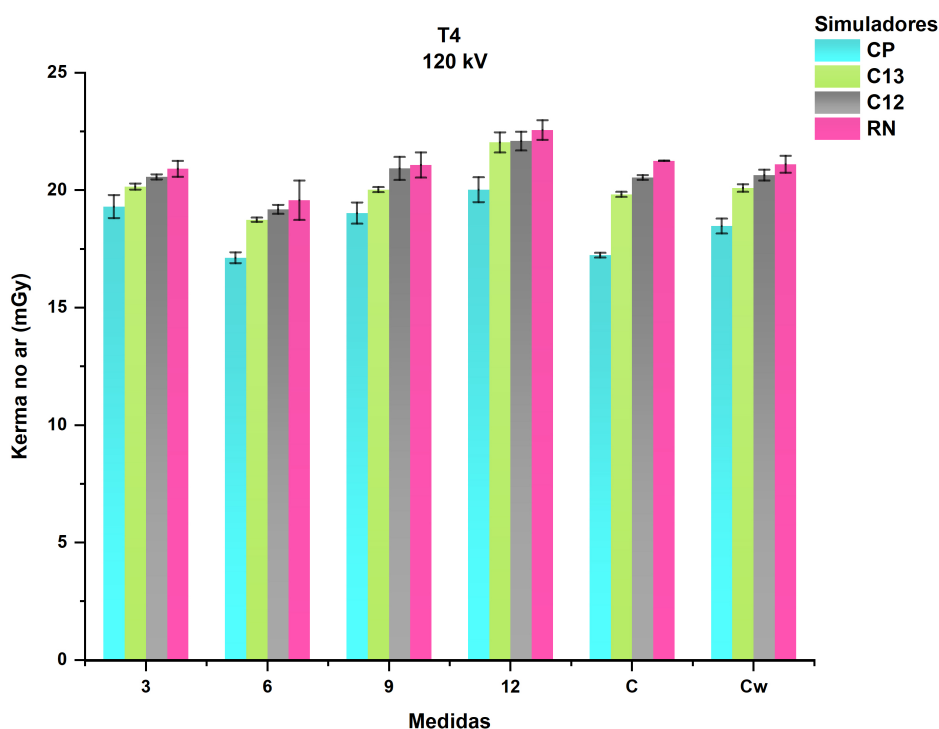
O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 17,13 e 22,57 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 31,76% maior do que o menor valor médio registrado na posição 6 do objeto simulador de cabeça CP.

Os maiores valores foram registrados na posição 12 para todos os objetos simuladores, esta é uma característica do fato desta posição tem a menor filtração do feixe na composição da dose depositada. Além disso, os menores valores ocorrem nas posições 6. Na posição 6 os valores foram menores devido ao efeito decorrente da filtração do feixe de raios X pela mesa, quando o feixe se propaga de baixo pra cima. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 21,99 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Essa é uma característica da irradiação em TC, na qual objetos menores tendem a receber doses maiores quando se utiliza um mesmo protocolo de aquisição, promovendo assim uma maior deposição de dose. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior. Esta dose é 14,23% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 35 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).

Figura 35 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T4 com 120 kV.



#### Feixe de 100 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 100 kV são apresentados na Tab. 16. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 1,0324.

Tabela 16 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 100 kV no tomógrafo T4.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
3	11,47±0,16*	12,70±0,20	12,64±0,23	12,96±0,21
6	10,26±0,29	11,34±0,23	11,74±0,04	12,20±0,19
9	11,63±0,19	12,22±0,18	12,58±0,15	12,86±0,23
12	12,52±0,19	13,31±0,16	13,34±0,09	13,68±0,24
C	10,28±0,06	11,95±0,09	12,33±0,05	12,91±0,01
$C_w$ (mGy)	11,07±0,16	12,25±0,16	12,49±0,10	12,92±0,15
$CTDI_w$ (mGy)	11,54±0,17	12,76±0,16	13,02±0,11	13,46±0,15

\*Desvio padrão

O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 10,26 mGy e 13,68 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN, sendo este valor 33,33% maior do que o menor valor médio registrado na posição 6 do objeto simulador de cabeça CP. Neste caso, a posição 6 obteve o menor valor médio registrado do que na posição C,

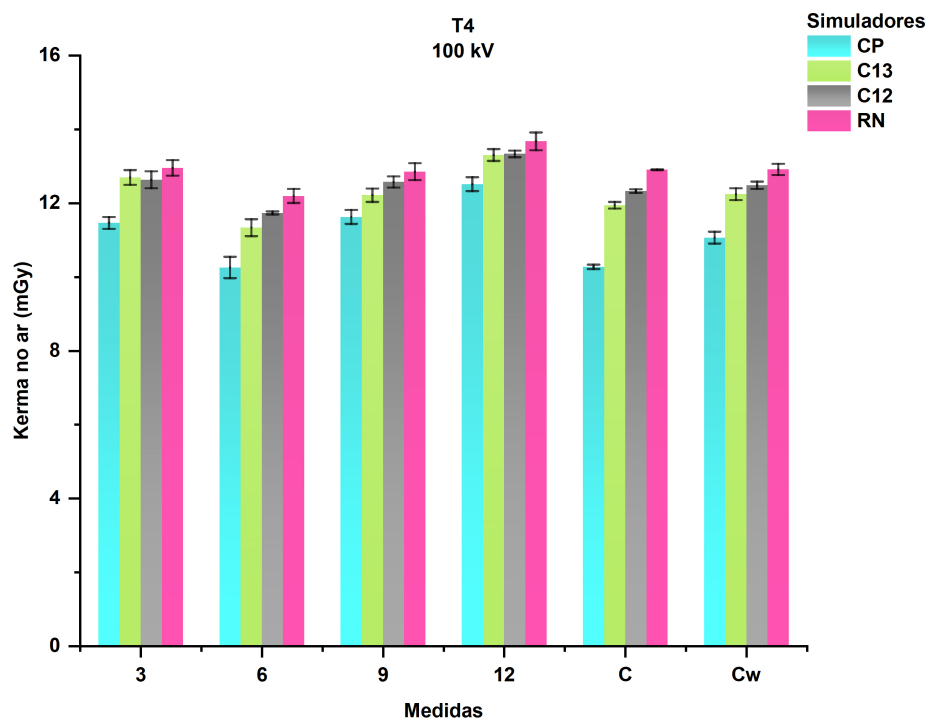
provavelmente devido ao fato do objeto simulador CP ter ficado posicionado mais à direita em relação ao isocentro, fazendo com que a dose na posição 6 fosse menor em virtude da característica divergente do feixe de raios X.

A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 13,46 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior. Esta dose é 16,64% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 36 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).

Figura 36 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T4 com 100 kV.



#### Feixe de 80 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 80 kV são apresentados na Tab. 17. O valor de  $F_{DK}$  utilizado

para esta tensão foi 1,0106.

Tabela 17 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para os objetos simuladores de cabeça irradiados com o feixe de 80 kV no tomógrafo T4.

Posição	Simuladores			
	CP	C13	C12	RN
<b>3</b>	5,52±0,06*	6,20±0,11	6,29±0,06	6,39±0,08
<b>6</b>	4,95±0,11	5,50±0,09	5,60±0,03	5,81±0,04
<b>9</b>	5,72±0,17	6,05±0,11	6,11±0,06	6,34±0,03
<b>12</b>	6,28±0,17	6,66±0,14	6,82±0,12	6,78±0,01
<b>C</b>	4,85±0,03	5,79±0,03	6,04±0,03	6,26±0,04
$C_w$ (mGy)	5,36±0,10	6,00±0,09	6,15±0,06	6,31±0,04
$CTDI_w$ (mGy)	5,59±0,10	6,25±0,09	6,40±0,06	6,57±0,04

\*Desvio padrão

O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 4,85 e 6,82 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça C12, que é semelhante ao do simulador C11, sendo este valor 40,61% maior do que o menor valor médio registrado na posição C do objeto simulador de cabeça CP.

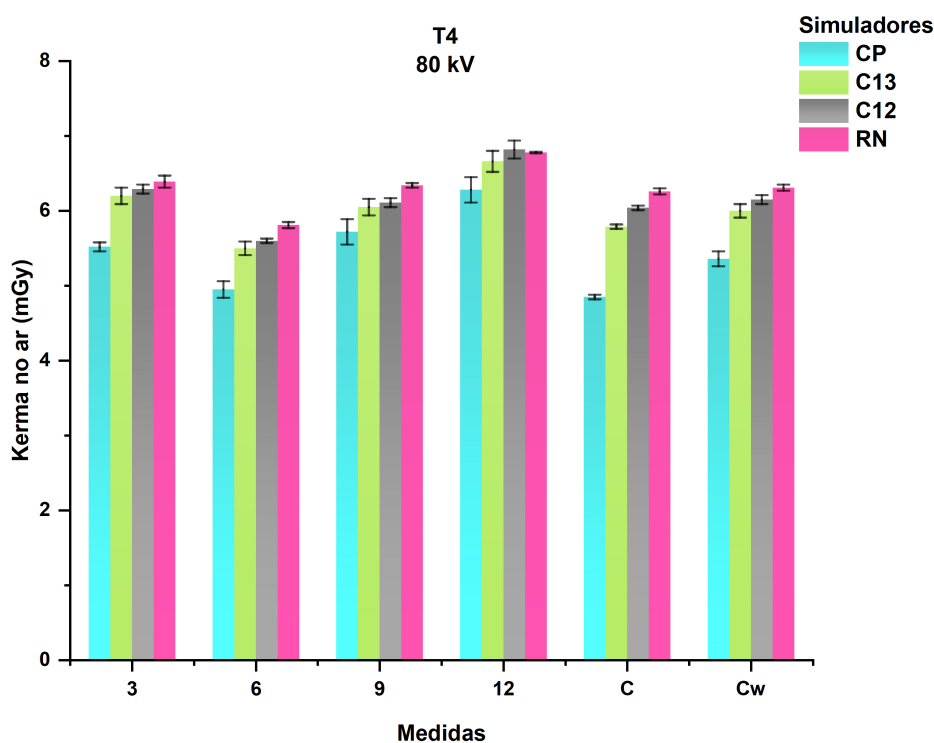
A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

Analisando os valores obtidos de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), observa-se que o maior valor encontrado foi no objeto simulador de cabeça RN de 6,57 mGy, que apresenta um menor volume em comparação aos outros objetos simuladores. Também, se observa que o objeto simulador C13 e C12 obteve um valor de 6,25 e 6,40 mGy respectivamente, que é bem próximo ao valor do RN para esta tensão de 80 kV. Considerando a variação do índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ), o objeto simulador de cabeça RN recebeu uma dose maior de 17,53% maior que a dose que ocorre no objeto simulador padrão (CP).

Na Fig. 37 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais entre os quatro objetos simuladores de cabeça. Nos objetos simuladores de menor diâmetro em comparação com o CP, foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ( $C_{k,100}$ ), e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ( $CTDI_w$ ).



Figura 37 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para os objetos simuladores de cabeça, irradiados no tomógrafo T4 com 80 kV.



#### Feixe de 70 kV

Os valores de *kerma* no ar no PMMA ( $C_{k,PMMA,100}$ ),  $C_w$  e  $CTDI_w$  para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 70 kV são apresentados na Tab. 18. O valor de  $F_{DK}$  utilizado para esta tensão foi 0,9971. O tomógrafo T4 foi o único que tinha disponível a tensão de 70 kV para a realização dos testes.

Tabela 18 – Valores de  $C_{k,PMMA,100}$ ,  $C_w$  e  $CTDI_w$  em mGy para o objeto simulador de cabeça RN irradiado com o feixe de 70 kV no tomógrafo T4.

Posição	Simulador
	RN
3	3,87±0,05*
6	3,57±0,03
9	3,96±0,06
12	4,18±0,02
C	3,79±0,04
$C_w$ (mGy)	3,86±0,04
$CTDI_w$ (mGy)	4,02±0,04

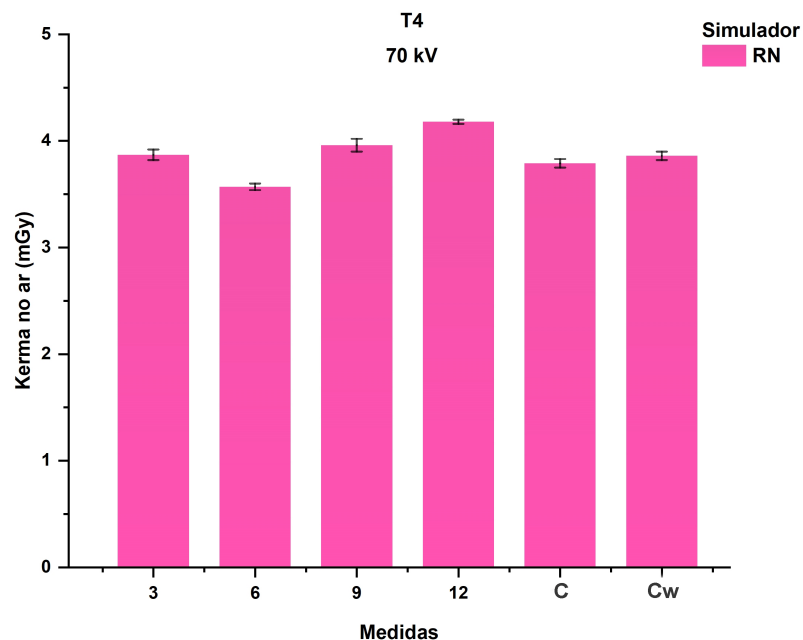
\*Desvio padrão

O valor médio das medidas pontuais de  $C_{k,PMMA,100}$  variaram entre 3,57 e 4,18 mGy. O maior valor registrado foi na posição 12 do objeto simulador de cabeça RN.

O maior valor foi registrado na posição 12 no objetos simulador RN, esta é uma característica do fato desta posição tem a menor filtração do feixe na composição da dose depositada. Além disso, os menores valores ocorrem nas posições 6 e central. Na posição 6 os valores foram menores devido ao efeito decorrente da filtração do feixe de raios X pela mesa, quando o feixe se propaga de baixo pra cima. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do *gantry*.

O valor obtido de índice de dose ponderada ( $CTDI_w$ ) no objeto simulador de cabeça RN foi de 4,02 mGy. Na Fig. 38 é apresentado um gráfico de barras onde é possível comparar as variações das medidas pontuais no objeto simulador de cabeça RN, irradiado no tomógrafo T4 com 70 kV.

Figura 38 – Valores pontuais ( $C_{k,PMMA,100}$ ) e ponderado ( $C_w$ ) de *kerma* no ar para o objeto simulador de cabeça RN, irradiado no tomógrafo T4 com 70 kV.



## 4.2 Índices de Dose das Varreduras de Cabeça

Os valores de índice de dose volumétrico ( $CTDI_{vol}$ ) são calculados a partir dos valores de índice de dose ponderado ( $CTDI_w$ ), obtidos na seção anterior. Como os valores de ( $CTDI_w$ ) foram obtidos para uma carga de 100 mA.s, deve-se primeiramente fazer um ajuste do ( $CTDI_w$ ) para o valor de carga utilizado na varredura. O valor do ( $CTDI_w$ ) varia numa proporção direta com o valor da carga. Portanto, deve ser feita uma correção proporcional. Após o ajuste do valor do ( $CTDI_w$ ) para a carga utilizada na varredura, é utilizada a Eq. 2.6 para a obtenção do valor de ( $CTDI_{vol}$ ), utilizando o valor de pitch definido no protocolo de aquisição da varredura.

### 4.2.1 Valores de $CTDI_{vol}$ dos Protocolos de Rotina

A partir dos protocolos de rotina utilizados em cada um dos serviços de radiodiagnóstico foram obtidos os valores de  $CTDI_{vol}$  para cada um dos objetos simuladores (CP, C13, C12 e RN), para cada um dos quatro tomógrafos. Os parâmetros dos protocolos de aquisição para varreduras de cabeça, utilizado na rotina dos serviços de radiodiagnóstico foram apresentados na Tab. 4.

Cabe ressaltar que o tomógrafo T1 possui um protocolo de aquisição de rotina adulto com a tensão de alimentação do tubo de 120 kV e um protocolo de rotina pediátrico com a tensão de alimentação do tubo de 100 kV. Este protocolo de rotina infantil foi implantado antes do início dos testes deste trabalho, visando reduzir de forma rápida as doses em pacientes pediátricos. O protocolo de rotina pediátrico foi utilizado para os objetos simuladores C13, C12 e RN.

A Tab. 19 apresenta os resultados das doses absorvidas ( $CTDI_{vol}$ ) em cada um dos objetos simuladores quando submetidos às varreduras de rotina nos quatro tomógrafos estudados.

Tabela 19 – Valores de  $CTDI_{vol}$  em mGy para os protocolos de aquisição de rotina.

Simuladores	$CTDI_{vol}$ (mGy)			
	T1	T2	T3	T4
CP	27,39±0,44*	23,67±0,20	39,92±0,21	36,24±0,62
C13	30,73±0,84	28,26±0,69	45,89±0,51	39,43±0,32
C12	43,27±1,06	29,31±0,68	49,67±0,82	40,50±0,45
RN	43,92±0,51	30,34±0,42	50,91±0,36	41,40±0,70

\*Desvio padrão

Apesar das varreduras terem o mesmo objetivo diagnóstico, as doses absorvidas são diferentes entre os tomógrafos, primeiramente porque os protocolos de aquisição de rotina adotados por cada serviço são diferentes. Outros fatores que influenciam na variação de dose estão associados às características da tecnologia utilizada, tais como: softwares de reconstrução de imagens, características dos materiais dos detectores, distâncias entre o foco do feixe ao arco detector, dentre outros.

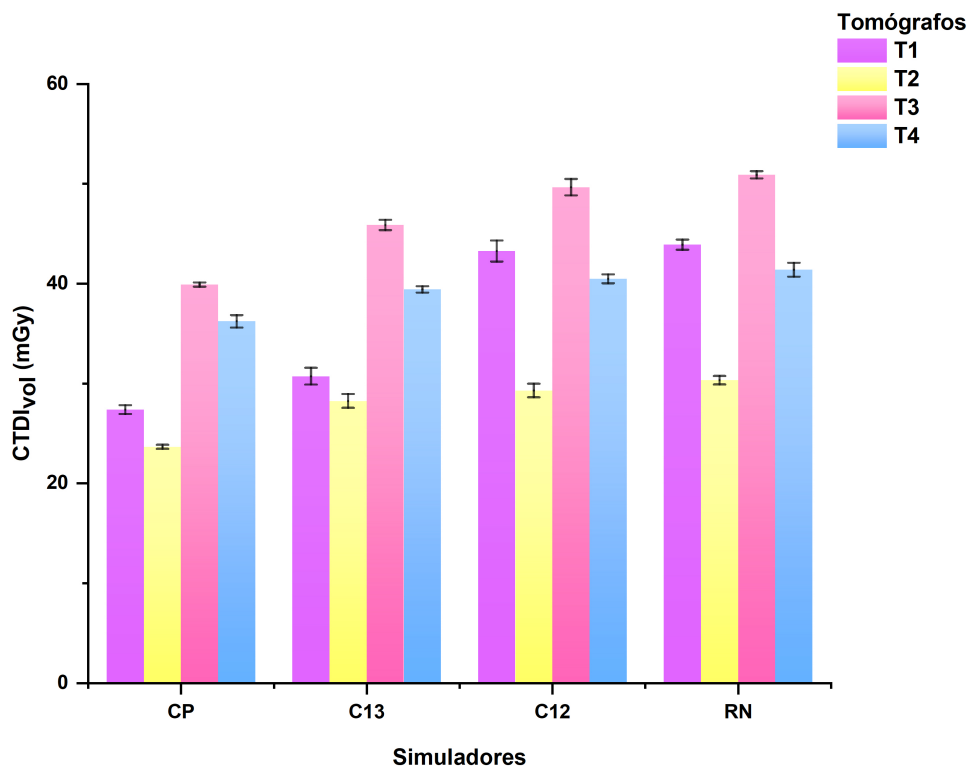
O menor valor de dose absorvida devido a varreduras de rotina foi de 23,67 mGy, que ocorreu no tomógrafo T2 para a varredura do objeto CP. O maior valor de dose absorvida foi de 50,91 mGy e ocorreu no tomógrafo T3 para o objeto RN. Em realidade, observando as variação de doses em cada um dos objetos, as varreduras no tomógrafo T3 geraram as maiores doses em todos os objetos simuladores e no tomógrafo T2 as menores.

Os valores de dose entre os dois objetos simuladores menores, C12 e RN, apresentaram valores muito próximos quando se utilizou o protocolo de aquisição de rotina, diferentemente do que ocorreu entre os demais objetos simuladores (CP, C13 e C12), em todos os tomógrafos.

O gráfico apresentado na Fig. 39 permite comparar a variação das doses de todos os objetos simuladores em todos os tomógrafos. Comparando os valores de dose nos quatro tomógrafos testados e considerando a menor dose ocorrida em cada objeto simulador de cabeça, houve uma sobredose de até: 68,65% para o objeto CP, 62,39% para o objeto C13, 69,46% para o objeto C12 e de 67,80% para o objeto RN. É importante ressaltar que todas as varreduras geram imagens com o mesmo objetivo diagnóstico, independentemente do tamanho da cabeça ou da tecnologia

utilizada para a geração das mesmas.

Figura 39 – Valores de  $CTDI_{vol}$  para a varredura dos objetos simuladores de cabeça com os protocolos de rotina.



A implantação de um protocolo de rotina pediátrico, que foi realizada anteriormente ao início das medidas deste trabalho pela nossa equipe de pesquisa CENEB e adotado pelo serviço, visava a uma redução, de forma rápida, da dose em pacientes pediátricos que utilizavam anteriormente o protocolo de rotina para varreduras de cabeça de adulto. A Tab. 20 apresenta a variação de dose ocorrida quando foi implementado o protocolo de aquisição de rotina para cabeça de pacientes pediátricos, utilizando uma tensão de alimentação do tubo de 100 kV, conforme Tab. 4.

Tabela 20 – Valores de  $CTDI_{vol}$  em mGy para os protocolos de aquisição de rotina.

Protocolo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_{vol}$ (mGy)		
				C13	C12	RN
Adulto	120	135	0,625	31,66±0,96*	44,98±0,86	46,59±0,98
Pediátrico	100	202,5	0,625	30,73±0,84	43,27±1,06	43,92±0,51

\*Desvio padrão

O protocolo de rotina pediátrico promoveu uma pequena redução na dose nas varreduras de cabeça dos pacientes pediátricos, sendo que, essa redução foi maior para os pacientes recém-nascidos de 5,73%, já no objeto simulador C13 a redução foi de apenas 2,94% e no C12 de 3,80%.

#### 4.2.2 Testes de Novos Protocolos de Aquisição

Foram testados novos protocolos de varreduras para todos os objetos simuladores, utilizando os valores de tensão iguais ou menores que 120 kV. Este valor de tensão é a referência para varreduras de cabeça do paciente adulto, conforme consta nos protocolos de aquisição de rotina.

##### Tomógrafo T1

A Tab. 21 apresenta os resultados de doses absorvidas ( $CTDI_{vol}$ ) obtidos quando foram utilizados os protocolos de rotina e otimizados nos quatro objetos simuladores de cabeça com o uso de diferentes valores de tensão (kV) e carga (mA.s) otimizada no tubo de raios X, durante a varredura da região central do objeto simulador. Nos protocolos otimizados, o valor da carga foi ajustado até o ponto em que o ruído avaliado na fatia central fosse menor que 1%, dentro das possibilidades de modificação permitida por cada aparelho. Os parâmetros do protocolo de rotina são originados da Tab. 4 e o tomógrafo T1 é o único que utilizava um protocolo de rotina específico para pacientes pediátricos.

Tabela 21 – Valores de  $CTDI_{vol}$  em mGy das varreduras testadas no tomógrafo T1.

Simulador	Protocolo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_{vol}$ (mGy)
CP	Rotina	120	135	0,625	27,39±0,44*
	Otimizado	120	120	0,813	18,72±0,30
		100	200	0,813	19,72±0,32
		80	380	0,813	20,32±0,47
C13	Rotina	100	202,5	0,625	30,73±0,84
	Otimizado	120	120	0,813	21,63±0,66
		100	180	0,813	21,00±0,58
		80	300	0,813	19,41±0,51
C12	Rotina	100	202,5	0,625	43,27±1,06
	Otimizado	120	110	0,813	28,17±0,54
		100	160	0,813	26,28±0,65
		80	260	0,813	22,89±0,81
RN	Rotina	100	202,5	0,625	43,92±0,51
	Otimizado	120	100	0,813	26,53±0,56
		100	150	0,813	25,01±0,29
		80	250	0,813	23,00±0,47

\*Desvio padrão

Nos testes de novos protocolos com tomógrafo T1 optou-se por utilizar um pitch de 0,813, que é a possibilidade mais próxima do valor 1 disponível neste tomógrafo. O aumento do pitch de 0,625 para 0,813 já implica em uma redução de dose devido à menor reirradiação de tecido, que ocorre sempre que o pitch é menor que 1.

As doses absorvidas dos novos protocolos testados no objeto simulador CP variaram de 18,72 a 20,32 mGy, sendo que, o menor valor de dose absorvida ocorreu com o uso da tensão de 120 kV, carga de 120 mA.s e pitch de 0,813. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,623%, que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade

diagnóstica da imagem. O protocolo otimizado de 120kV promoveu uma redução da dose em paciente de 31,65%, com a dose absorvida passando de 27,39 para 18,72 mGy.

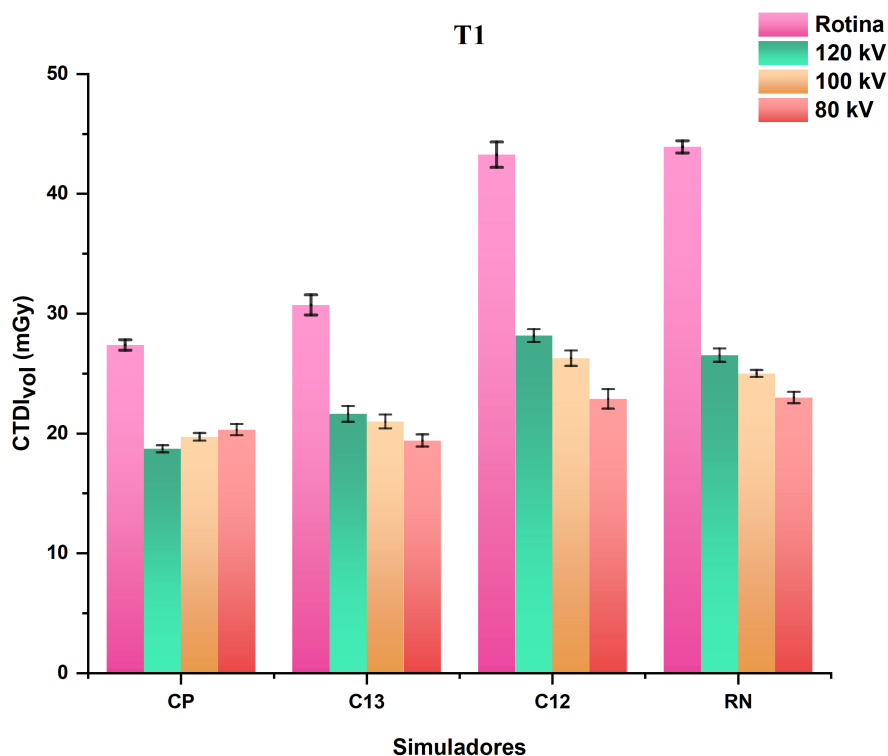
Para o objeto simulador de cabeça C13, todos os protocolos testados geraram doses absorvidas em paciente menores que o protocolo de rotina, sendo os valores otimizados muito próximos para as três tensões testadas, variando entre 19,41 e 21,63 mGy. O protocolo de 80 kV, 300 mA.s e pitch 0,813 gerou uma dose de 19,41 mGy com um ruído de 0,910%. O protocolo otimizado de 80kV promoveu uma redução da dose no objeto simulador C13 de 36,84%, com a dose absorvida passando de 30,73 para 19,41 mGy.

No objeto simulador de cabeça C12 a menor dose absorvida foi de 22,89 mGy para o protocolo de 80 kV, 260 mA.s e pitch 0,813. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,845%, o que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade diagnóstica da imagem. O protocolo otimizado de 80kV promoveu uma redução da dose no objeto simulador C12 de 47,10%, com a dose absorvida passando de 43,27 para 22,89 mGy.

As doses absorvidas dos novos protocolos testados no objeto simulador RN variaram de 23,00 a 26,53 mGy sendo que, a menor dose ocorreu com o uso da tensão de 80 kV, 250 mA.s e pitch de 0,813. Este protocolo promoveu uma redução da dose no objeto simulador RN de 47,63%, com a dose absorvida passando de 43,92 para 23,00 mGy. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,593%, que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade diagnóstica da imagem.

O gráfico da Fig. 40 permite comparar os valores de dose absorvida ( $CTDI_{vol}$ ) para os quatro objetos simuladores de cabeça no tomógrafo T1 considerando os diferentes protocolos definidos na Tab. 21.

Figura 40 – Valores de  $CTDI_{vol}$  para os objetos simuladores de cabeça obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo T1.



Observando os valores de dose absorvida obtidos para os protocolos testados, verifica-se que o objeto simulador CP obteve a melhor condição de varredura com a tensão de 120 kV e os outros objetos simuladores C13, C12 e RN com a tensão de 80 kV, sendo que para o objeto simulador C13 os três níveis de tensão apresentaram valores de dose absorvida semelhantes. A Tab. 22 apresenta os valores de ruídos para cada um dos protocolos de aquisição testados. Os valores calculados são acompanhados do desvio padrão (SD) da medida.

A partir das imagens que foram obtidas pelas varreduras de cabeça nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T1, feito com os protocolos otimizados (Tab.4) foram feitos os cálculos de ruídos utilizando a seleção de ROI na imagem da fatia central. Os valores da média e desvio padrão de HU encontrados são apresentados na Tab.22, assim como o ruído.

Tabela 22 – Valores de ruído obtidos para as varreduras testadas no tomógrafo T1.

Simulador	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	HU		Ruído (%)
			Média	SD	
CP	120	120	119,09	6,98	0,623
	100	200	107,41	7,76	0,700
	80	380	92,29	10,57	0,967
C13	120	120	116,23	6,26	0,561
	100	180	106,77	7,79	0,704
	80	300	90,32	9,92	0,910
C12	120	110	118,14	6,67	0,597
	100	160	104,13	7,02	0,636
	80	260	87,13	9,19	0,845
RN	120	100	116,23	5,16	0,462
	100	150	102,49	5,44	0,493
	80	250	84,55	6,43	0,593

Os valores de ruídos obtidos nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T1 foram menores que 1%. O valor médio em HU para o PMMA variou entre 84,55 e 119,09 HU e se observa uma tendência de crescimento desses valores com o aumento no valor da tensão do feixe de raios X.

Os protocolos otimizados selecionados com menores valores de dose em paciente obtiveram ruídos abaixo de 1%, sendo, uma ótima alternativa para ser utilizados visando a redução de dose absorvida do paciente e mantendo a qualidade diagnóstica da imagem.

Cabe ainda ressaltar que os protocolos testados constantes na Tab. 21 foram selecionados dentre vários outros testados com a variação do valor de mA.s até que se obtivesse um ruído menor que 1% na análise da imagem da fatia central. A possibilidade de variação de mA.s e de pitch não é feita aleatoriamente, visto que, no menu do tomógrafo existem valores discretos que são possíveis de ser testados.

## Tomógrafo T2

A Tab. 23 apresenta os resultados de doses absorvidas ( $CTDI_{vol}$ ) obtidos quando foram utilizados os protocolos de rotina e otimizados nos quatro objetos simuladores de cabeça com o uso de diferentes valores de tensão (kV) e carga (mA.s) otimizada no tubo de raios X, durante a varredura da região central do objeto simulador. Nos protocolos otimizados, o valor da carga otimizada foi ajustado até o ponto em que o ruído na fatia central fosse menor que 1%, dentro das possibilidades de modificação permitida por cada aparelho. Os parâmetros do protocolo de rotina são originados da Tab. 4.



Tabela 23 – Valores de  $CTDI_{vol}$  em mGy das varreduras testadas no tomógrafo T2.

Simulador	Protocolo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_{vol}$ (mGy)
CP	Rotina	120	200	0,656	23,67±0,20*
	Otimizado	120	80	0,868	7,50±0,06
		100	140	0,868	7,99±0,08
		80	250	0,868	7,71±0,15
C13	Rotina	120	200	0,656	28,26±0,69
	Otimizado	120	60	0,868	6,72±0,16
		100	100	0,868	7,05±0,14
		80	200	0,868	7,64±0,15
C12	Rotina	120	200	0,656	29,31±0,68
	Otimizado	120	40	0,868	4,64±0,11
		100	70	0,868	5,14±0,10
		80	150	0,868	6,08±0,10
RN	Rotina	120	200	0,656	30,34±0,42
	Otimizado	120	35	0,868	4,21±0,06
		100	50	0,868	3,80±0,07
		80	100	0,868	4,23±0,06

\*Desvio padrão

Nos testes de novos protocolos com tomógrafo T2 optou-se por utilizar um pitch de 0,868, que é a possibilidade mais próxima do valor 1 disponível neste tomógrafo. O aumento do pitch de 0,656 para 0,868 já implica em uma redução de dose devido à menor reirradiação de tecido que ocorre sempre que o pitch é menor que 1.

As doses absorvidas dos novos protocolos testados no objeto simulador CP variaram de 7,50 a 7,99 mGy sendo que a menor dose ocorreu com o uso da tensão de 120 kV e 80 mA.s e pitch de 0,868. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,985%, que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade diagnóstica da imagem. O protocolo otimizado de 120kV promoveu uma redução da dose em paciente de 68,31%, com a dose absorvida passando de 23,67 para 7,50 mGy.

Para o objeto simulador de cabeça C13, todos os protocolos testados geraram doses absorvidas em paciente menores que o protocolo de rotina, variando entre 6,72 e 7,64 mGy. O protocolo de 120 kV, 60 mA.s e pitch 0,868 gerou uma dose de 6,72 mGy com um ruído de 0,858%. O protocolo otimizado de 120kV promoveu uma redução da dose no objeto simulador C13 de 76,22%, com a dose absorvida passando de 28,26 para 6,72 mGy.

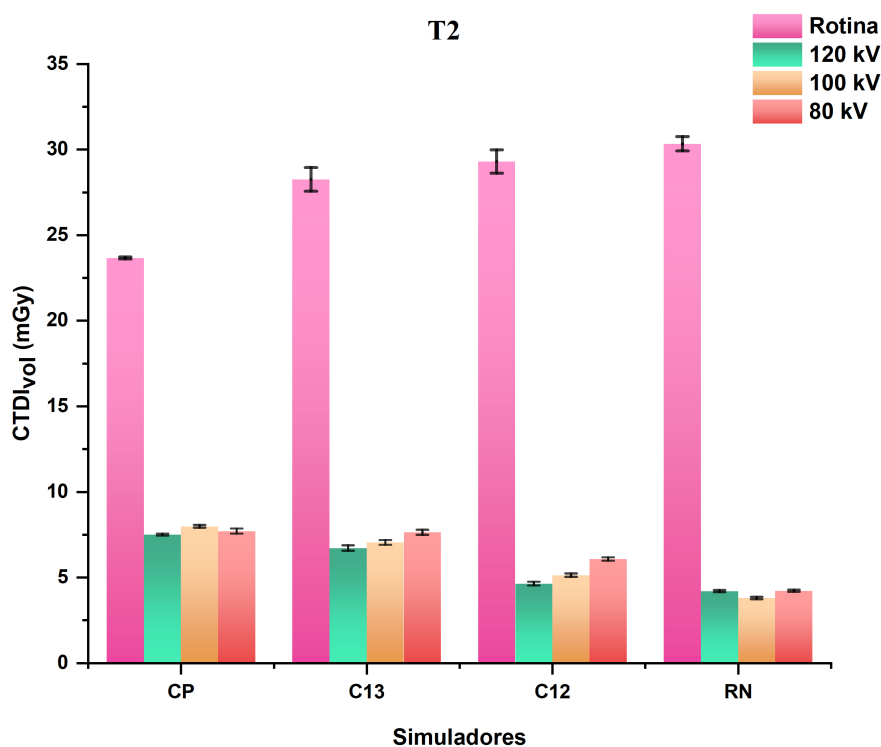
No objeto simulador de cabeça C12 a menor dose absorvida foi de 4,64 mGy para o protocolo de 120 kV, 40 mA.s e pitch 0,868. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,937%, o que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade diagnóstica da imagem. O protocolo otimizado de 120kV promoveu uma redução da dose no objeto simulador C13 de 84,17%, com a dose absorvida passando de 29,31 para 4,64 mGy.

As doses absorvidas dos novos protocolos testados no objeto simulador RN variaram de 3,80 a 4,23 mGy sendo que a menor dose ocorreu com o uso da tensão de 100 kV, 50 mA.s e pitch de 0,868. Este protocolo promoveu uma redução da dose no objeto simulador RN de 87,48%,

com a dose absorvida passando de 30,34 para 3,80 mGy. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,657%, que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade diagnóstica da imagem.

O gráfico da Fig. 41 permite comparar os valores de dose absorvida ( $CTDI_{vol}$ ) para os quatro objetos simuladores de cabeça no tomógrafo T2 considerando os diferentes protocolos definidos na Tab. 23.

Figura 41 – Valores de  $CTDI_{vol}$  para os objetos simuladores de cabeça obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo T2.



Observando os valores de dose absorvida obtidos para os protocolos testados, verifica-se que os objetos simuladores CP, C13 e C12 tiveram melhores condições de varredura com a tensão de 120 kV e o objeto simulador RN com a tensão de 100 kV. A Tab. 24 apresenta os valores de ruídos para cada um dos protocolos de aquisição testados. Os valores calculados são acompanhados do desvio padrão (SD) da medida.

A partir das imagens que foram obtidas pelas varreduras de cabeça nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T2, feito com os protocolos otimizados (Tab.4) foram feitos os cálculos de ruídos utilizando a seleção da ROI na imagem da fatia central. Os valores da média e desvio padrão de HU encontrados são apresentados na Tab.24 , assim como o valor percentual de ruído.

Tabela 24 – Valores de ruído obtidos para as varreduras testadas no tomógrafo T2.

Simulador	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	HU		Ruído (%)
			Média	SD	
<b>CP</b>	120	80	116,7	11,0	0,985
	100	140	112,1	10,8	0,971
	80	250	97,2	10,3	0,939
<b>C13</b>	120	60	119,3	9,6	0,858
	100	100	114,2	10,2	0,915
	80	200	102,4	11,0	0,998
<b>C12</b>	120	40	120,1	10,5	0,937
	100	70	115,1	10,7	0,960
	80	150	105,8	9,6	0,868
<b>RN</b>	120	35	121,0	6,9	0,616
	100	50	111,4	7,3	0,657
	80	100	101,2	7,7	0,699

Os valores de ruídos obtidos nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T2, estão abaixo de 1%. O valor médio em HU para o PMMA variou entre 97,20 e 121,00 HU e se observa uma tendência de crescimento desses valores com o aumento no valor da tensão do feixe de raios X.

Os protocolos otimizados selecionados obtiveram ruídos abaixo de 1%, sendo, uma ótima alternativa para ser utilizados visando à redução de dose absorvida no paciente e mantendo a qualidade diagnóstica da imagem.

Cabe ainda ressaltar que os protocolos testados constantes na Tab. 23 foram selecionados dentre vários outros testados com a variação do valor de mA.s até que se obtivesse um ruído menor que 1% na análise da imagem da fatia central. A variação de mA.s e de pitch é restrita a determinados valores disponibilizados no menu do tomógrafo. Existem valores discretos que são possíveis de ser testados.

### Tomógrafo T3

A Tab. 25 apresenta os resultados de doses absorvidas ( $CTDI_{vol}$ ) obtidos quando foram utilizados os protocolos de rotina e otimizados nos quatro objetos simuladores de cabeça com o uso de diferentes valores de tensão (kV) e carga (mA.s) otimizada no tubo de raios X, durante a varredura da região central de cada objeto simulador. Nos protocolos otimizados, foram mantidos o mesmo valor de pitch utilizado no protocolo de rotina, visto ser o mais próximo de 1. O valor da carga otimizada foi ajustado até o ponto em que o ruído na fatia central fosse menor que 1%, dentro das possibilidades de modificação permitidas pelo tomógrafo T3. Os parâmetros do protocolo de rotina são originados da Tab. 4.

Tabela 25 – Valores de  $CTDI_{vol}$  em mGy das varreduras testadas no tomógrafo T3.

Simulador	Protocolo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_{vol}$ (mGy)
CP	Rotina	120	200	0,984	$39,92 \pm 0,21^*$
	Otimizado	120	160	0,984	$31,93 \pm 0,16$
		100	240	0,984	$31,22 \pm 0,28$
		80	420	0,984	$28,87 \pm 0,18$
C13	Rotina	120	200	0,984	$45,89 \pm 0,51$
	Otimizado	120	112	0,984	$25,70 \pm 0,28$
		100	160	0,984	$23,61 \pm 0,20$
		80	268	0,984	$21,10 \pm 0,16$
C12	Rotina	120	200	0,984	$49,67 \pm 0,82$
	Otimizado	120	100	0,984	$24,83 \pm 0,41$
		100	144	0,984	$23,23 \pm 0,18$
		80	240	0,984	$20,89 \pm 0,20$
RN	Rotina	120	200	0,984	$50,91 \pm 0,36$
	Otimizado	120	88	0,984	$22,40 \pm 0,16$
		100	128	0,984	$21,01 \pm 0,13$
		80	208	0,984	$18,52 \pm 0,14$

\*Desvio padrão

As doses absorvidas dos novos protocolos testados no objeto simulador CP variaram de 28,87 a 31,93 mGy, com valores de dose absorvida próximos, sendo que a menor dose ocorreu com o uso da tensão de 80 kV e 420 mA.s e pitch de 0,984. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,858%, que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade radiodiagnóstica da imagem. O protocolo otimizado de 80kV promoveu uma redução da dose em paciente de 42,71%, com a dose absorvida passando de 39,92 para 22,87 mGy.

Para o objeto simulador de cabeça C13, todos os protocolos testados geraram doses absorvidas em paciente menores que o protocolo de rotina, variando entre 21,10 e 25,70 mGy. O protocolo de 80 kV, 268 mA.s e pitch 0,984 gerou uma dose de 21,10 mGy com um ruído de 0,784%. O protocolo otimizado de 80kV promoveu uma redução da dose no objeto simulador C13 de 54,02%, com a dose absorvida passando de 45,89 para 21,10 mGy.

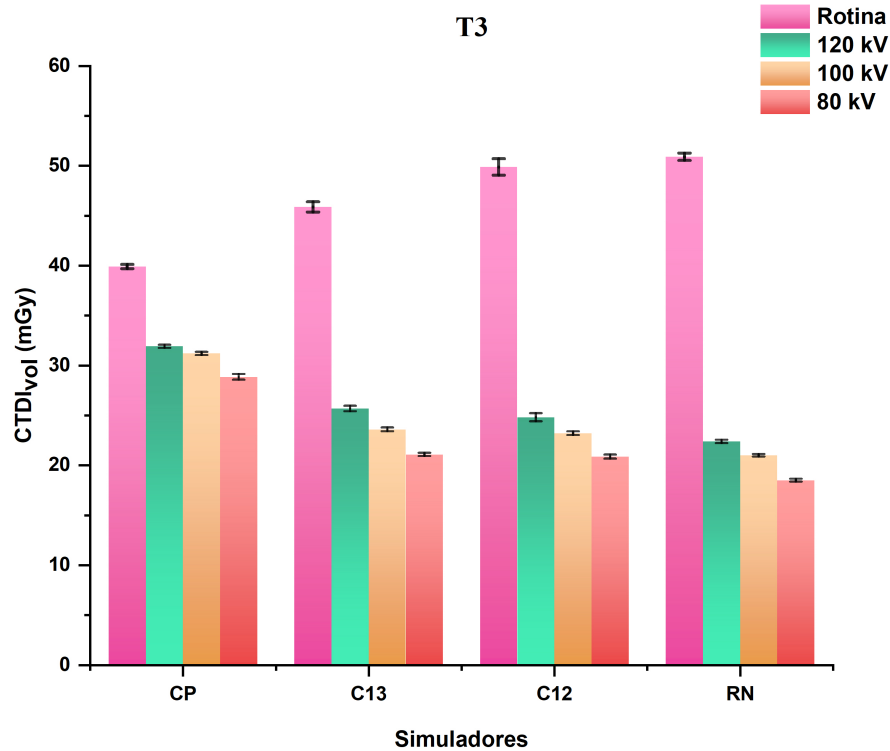
No objeto simulador de cabeça C12 a menor dose absorvida foi de 20,89 mGy para o protocolo de 80 kV, 240 mA.s e pitch 0,984. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,712%, o que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade radiodiagnóstica da imagem. O protocolo otimizado de 80kV promoveu uma redução da dose no objeto simulador C13 de 57,94%, com a dose absorvida passando de 49,67 para 20,89 mGy.

Por último, as doses absorvidas dos novos protocolos testados no objeto simulador RN variaram de 18,52 a 22,40 mGy sendo que a menor dose ocorreu com o uso da tensão de 80 kV, 208 mA.s e pitch de 0,984. Este protocolo promoveu uma redução da dose no objeto simulador RN de 63,62%, com a dose absorvida passando de 50,91 para 18,52 mGy. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,639%, que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade radiodiagnóstica da imagem.

O gráfico da Fig. 42 permite comparar os valores de dose absorvida ( $CTDI_{vol}$ ) para os

quatro objetos simuladores de cabeça no tomógrafo T3 considerando os diferentes protocolos definidos na Tab. 25.

Figura 42 – Valores de  $CTDI_{vol}$  para os objetos simuladores de cabeça obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo T3.



Comparando os valores de dose absorvida obtidos para os protocolos testados, verifica-se que todos os objetos simuladores tiveram melhores condições de varredura com a tensão de 80 kV. A Tab. 26 apresenta os valores de ruídos para cada um dos protocolos de aquisição testados. Os valores calculados são acompanhados do desvio padrão (SD) da medida.

A partir das imagens que foram obtidas pelas varreduras de cabeça nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T3, feito com os protocolos otimizados (Tab.4) foram feitos os cálculos de ruídos utilizando a seleção da ROI na imagem da fatia central. Os valores da média e desvio padrão de HU encontrados são apresentados na Tab.26 , assim como o ruído.

Tabela 26 – Valores de ruído obtidos para as varreduras testadas no tomógrafo T3.

Simulador	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	HU		Ruído (%)
			Média	SD	
<b>CP</b>	120	160	119,73	8,55	0,764
	100	240	108,35	9,70	0,875
	80	420	93,60	9,38	0,858
<b>C13</b>	120	112	121,01	7,94	0,708
	100	160	110,37	7,40	0,666
	80	268	93,75	8,57	0,784
<b>C12</b>	120	100	120,43	7,11	0,635
	100	144	109,74	7,40	0,667
	80	240	92,50	7,78	0,712
<b>RN</b>	120	88	118,26	6,13	0,548
	100	128	109,17	6,79	0,612
	80	208	89,94	6,96	0,639

Os valores de ruídos obtidos nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T3, estão abaixo de 1%, que é o valor ideal para uma boa qualidade de imagem radiodiagnóstica. O valor médio em HU para o PMMA variou entre 89,94 e 121,01 HU e se observa uma tendência de crescimento desses valores com o aumento no valor da tensão do feixe de raios X.

Cabe ainda ressaltar que os protocolos testados constantes na Tab. 25 foram selecionados dentre vários outros testados com a variação do valor de mA.s até que se obtivesse um ruído menor que 1% na análise da imagem da fatia central. A variação de mA.s e de pitch não se pode escolher de forma aleatória, visto que no menu do tomógrafo existem valores discretos que são possíveis de ser testados.

#### Tomógrafo T4

A Tab. 27 apresenta os resultados de doses absorvidas ( $CTDI_{vol}$ ) obtidos quando foram utilizados os protocolos de rotina e otimizados nos quatro objetos simuladores de cabeça com o uso de diferentes valores de tensão (kV) e carga (mA.s) otimizada no tubo de raios X, durante a varredura da região central de cada objeto simulador. Nos protocolos otimizados, o valor da carga otimizada foi ajustado até o ponto em que o ruído na fatia central fosse menor que 1%, dentro das possibilidades de modificação permitida por cada aparelho. Os parâmetros do protocolo de rotina são originados da Tab. 4.

Tabela 27 – Valores de  $CTDI_{vol}$  em mGy das varreduras testadas no tomógrafo T4.

Simulador	Protocolo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_{vol}$ (mGy)
CP	Rotina	120	200	1,0625	$36,24 \pm 0,62^*$
	Otimizado	120	35	1,0625	$6,34 \pm 0,11$
		100	60	1,0625	$6,51 \pm 0,09$
		80	130	1,0625	$6,83 \pm 0,12$
C13	Rotina	120	200	1,0625	$39,43 \pm 0,32$
	Otimizado	120	30	1,0625	$5,91 \pm 0,05$
		100	50	1,0625	$6,00 \pm 0,08$
		80	110	1,0625	$6,47 \pm 0,09$
C12	Rotina	120	200	1,0625	$40,50 \pm 0,45$
	Otimizado	120	25	1,0625	$5,06 \pm 0,06$
		100	40	1,0625	$4,90 \pm 0,04$
		80	90	1,0625	$5,43 \pm 0,05$
RN	Rotina	120	200	1,0625	$41,40 \pm 0,70$
	Otimizado	120	20	1,0625	$4,14 \pm 0,07$
		100	30	1,0625	$3,80 \pm 0,04$
		80	60	1,0625	$3,71 \pm 0,02$
		70	110	1,0625	$4,16 \pm 0,04$

\*Desvio padrão

Nos testes de novos protocolos com tomógrafo T4 se manteve o valor do pitch de 1,0625 para os protocolos otimizados. Este valor de pitch já era utilizado na rotina de varreduras de cabeça e é a possibilidade mais próxima do valor 1 disponível neste tomógrafo.

As doses absorvidas dos novos protocolos testados no objeto simulador CP variaram de 6,34 a 6,83 mGy sendo que a menor dose ocorreu com o uso da tensão de 120 kV e 35 mA.s e pitch de 1,0625. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,640%, que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade radiodiagnóstica da imagem. O protocolo otimizado de 120kV promoveu uma redução da dose em paciente de 82,50%, com a dose absorvida passando de 36,24 para 6,34 mGy.

Para o objeto simulador de cabeça C13, todos os protocolos testados geraram doses absorvidas em paciente menores que o protocolo de rotina, variando entre 5,91 e 6,47 mGy. O protocolo de 120 kV, 30 mA.s e pitch 1,0625 gerou uma dose de 5,91 mGy com um ruído de 0,637%. O protocolo otimizado de 120kV promoveu uma redução da dose no objeto simulador C13 de 85,01%, com a dose absorvida passando de 39,43 para 5,91 mGy.

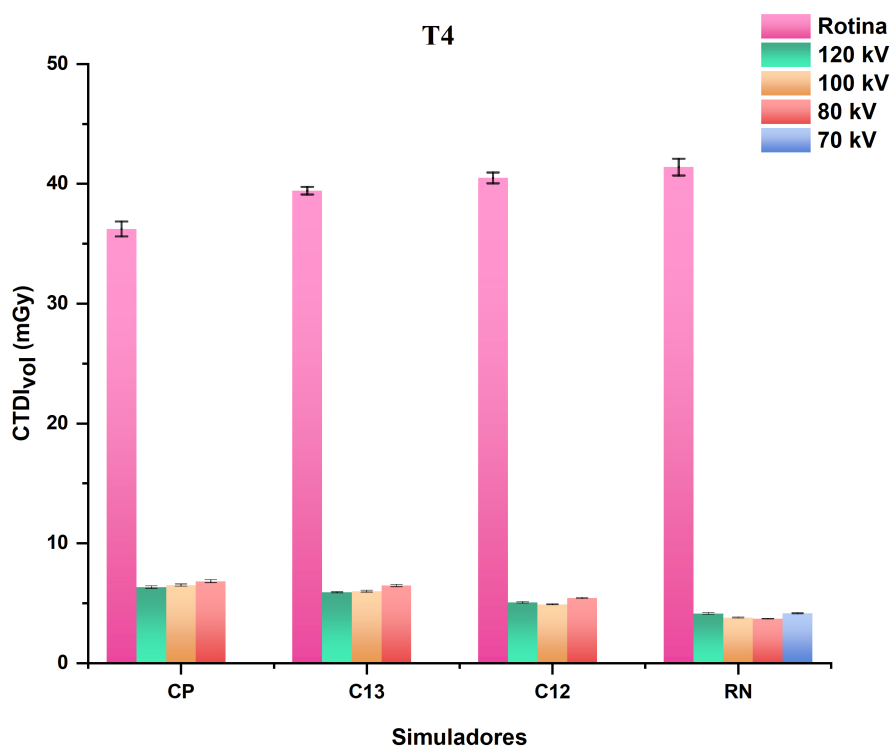
No objeto simulador de cabeça C12 a menor dose absorvida foi de 4,90 mGy para o protocolo de 100 kV, 40 mA.s e pitch 1,0625. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,615%, o que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade radiodiagnóstica da imagem. O protocolo otimizado de 100kV promoveu uma redução da dose no objeto simulador C13 de 87,90%, com a dose absorvida passando de 40,50 para 4,90 mGy.

As doses absorvidas dos novos protocolos testados no objeto simulador RN variaram de 3,71 a 4,16 mGy sendo que a menor dose ocorreu com o uso da tensão de 80 kV, 60 mA.s e pitch de 1,0625. Este protocolo promoveu uma redução da dose no objeto simulador RN de 91,04%,

com a dose absorvida passando de 41,40 para 3,71 mGy. O valor do ruído verificado na imagem central desta varredura foi de 0,608%, que atende ao critério estabelecido para a manutenção da qualidade radiodiagnóstica da imagem.

O gráfico da Fig. 43 permite comparar os valores de dose absorvida ( $CTDI_{vol}$ ) para os quatro objetos simuladores de cabeça no tomógrafo T4 considerando os diferentes protocolos definidos na Tab. 27.

Figura 43 – Valores de  $CTDI_{vol}$  para os objetos simuladores de cabeça obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo T4.



Observando os valores de dose absorvida obtidos para os protocolos testados, verifica-se que os objetos simuladores CP, C13 tiveram melhores condições de varredura com a tensão de 120 kV, já o objeto simulador C12 com a tensão de 100 kV e o objeto simulador RN com a tensão de 80 kV. A Tab. 28 apresenta os valores de ruídos para cada um dos protocolos de aquisição testados. Os valores calculados são acompanhados do desvio padrão (SD) da medida.

A partir das imagens que foram obtidas pelas varreduras de cabeça nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T2, feito com os protocolos otimizados (Tab.4) foram feitos os cálculos de ruídos utilizando a seleção da ROI na imagem da fatia central. Os valores da média e desvio padrão de HU encontrados são apresentados na Tab.28, assim como o ruído.



Tabela 28 – Valores de ruído obtidos para as varreduras testadas no tomógrafo T4.

Simulador	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	HU		Ruído (%)
			Média	SD	
<b>CP</b>	120	35	117,33	7,15	0,640
	100	60	109,30	7,25	0,654
	80	130	91,56	7,63	0,699
<b>C13</b>	120	30	120,45	7,14	0,637
	100	50	112,09	7,30	0,656
	80	110	92,42	7,46	0,683
<b>C12</b>	120	25	116,54	6,30	0,564
	100	40	100,76	6,77	0,615
	80	90	96,39	7,04	0,642
<b>RN</b>	120	20	114,74	7,41	0,665
	100	30	101,51	7,06	0,641
	80	60	95,12	6,66	0,608
	70	110	82,80	6,70	0,619

Os valores de ruídos obtidos nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T4 estão abaixo de 1%. O valor médio em HU para o PMMA variou entre 82,80 e 120,45 HU e se observa uma tendência de crescimento desses valores com o aumento no valor da tensão do feixe de raios X.

Cabe ainda ressaltar, que os protocolos testados constantes na Tab. 27 foram selecionados dentre vários outros testados com a variação do valor de mA.s até que se obtivesse um ruído menor que 1% na análise da imagem da fatia central. A variação de mA.s e de pitch não se pode escolher de forma aleatória, visto que no menu do tomógrafo existem valores discretos que são possíveis de ser testados.

#### 4.2.3 Protocolos de Aquisição Otimizados

A Tab. 29 apresenta os protocolos de aquisição testados que apresentaram o menor valor de dose absorvida em cada tomógrafo para cada um dos objetos simuladores de cabeça testados. Estes protocolos foram selecionados das Tab. 21, 23, 25 e 27. Os protocolos de aquisição foram testados com as tensões menores ou iguais a 120 kV. Este valor de tensão é o valor de referência para varreduras de cabeça de paciente adulto.

A escolha do pitch foi baseada no valor disponível em cada tecnologia, que fosse o mais próximo de 1,0 de modo a reduzir a reirradiação de tecidos. Os valores de espessura de reconstrução da imagem foram baseados naqueles já utilizados nos protocolos de rotina dos serviços de radiodiagnósticos, variando de 1 a 2 mm de espessura para as imagens dos tecidos cerebrais. Do mesmo modo, os filtros de reconstrução das imagens foram escolhidos de acordo com os filtros para reconstrução de tecido encefálico, já utilizados no protocolo de rotina, típicos para cada uma das tecnologias e também para as imagens do sistema esquelético da região.

Tabela 29 – Protocolos de aquisição otimizados.

Tomógrafo	Simulador	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Pitch	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)
T1	CP	120	120	0,813	18,72±0,30*
	C13	80	300	0,813	19,41±0,51
	C12	80	260	0,813	22,89±0,81
	RN	80	250	0,813	23,00±0,47
T2	CP	120	80	0,868	7,50±0,06
	C13	120	60	0,868	6,72±0,16
	C12	120	40	0,868	4,64±0,11
	RN	100	50	0,868	3,80±0,07
T3	CP	80	420	0,984	28,87±0,18
	C13	80	268	0,984	21,10±0,16
	C12	80	240	0,984	20,89±0,20
	RN	80	208	0,984	18,52±0,14
T4	CP	120	35	1,0625	6,34±0,11
	C13	120	30	1,0625	5,91±0,05
	C12	100	40	1,0625	4,90±0,04
	RN	80	60	1,0625	3,71±0,02

\*Desvio padrão

### Tomógrafo T1

Para o tomógrafo T1 o protocolo otimizado de cabeça para paciente adulto recomendado utiliza uma tensão de 120 kV, uma carga de 120 mA.s e o pitch 0,813. Os demais parâmetros de aquisição como espessura de reconstrução, filtros etc., devem ser mantidos os mesmos utilizados no protocolos de rotina.

É importante a alteração do protocolo de varredura de cabeça pediátrico de rotina utilizado neste serviço. Poderia ser utilizado o protocolo otimizado do C13, para ser utilizado em pacientes pediátricos e mulheres menores. Logo, a implementação de um novo protocolo com a utilização da tensão de 80 kV, carga de 300 mA.s e o pitch de 0,813 deveria ser testado em pacientes e estabelecido como rotina em varreduras pediátricas.

Além disso, a criação de um protocolo otimizado para atender os pacientes recém-nascidos com a utilização do protocolo de RN é importante, visto que se tem uma redução de dose de 47,63% em relação ao protocolo de rotina.

### Tomógrafo T2

No tomógrafo T2 o protocolo otimizado de cabeça de paciente adulto já foi ajustado neste serviço de radiodiagnóstico. Assim sendo, o novo protocolo de rotina passou a ser definido com a mesma tensão de 120 kV, uma carga de 100 mA.s e o pitch de 0,868. Os demais parâmetros de aquisição foram mantidos. Foi escolhida uma carga de 100 mA.s ao invés de 80 mA.s, encontrada no estudo para o objeto simulador CP, visando a atender adequadamente a todos os pacientes adultos e não somente aos pacientes classificados como padrão, com um diâmetro médio de cabeça de 16 cm. Assim, o protocolo de rotina também atende adequadamente aos pacientes adultos com volumes de cabeça maiores que o adulto padrão.

É importante também a implementação de um protocolo para pacientes pediátricos e mulheres menores com a utilização do protocolo otimizado do C13.

Além disso, a criação de um protocolo otimizado para atender os pacientes recém-nascidos com a utilização do protocolo de RN é importante, visto que se tem uma redução de dose de 87,48% em relação ao protocolo de rotina.

### Tomógrafo T3

No tomógrafo T3 o protocolo otimizado de cabeça para paciente adulto recomendado é a implementação da tensão de 80 kV, uma carga de 420 mA.s e manter o pitch de 0,984. Os demais parâmetros de aquisição devem ser mantidos os mesmo. É importante também a implementação de protocolo para pacientes pediátricos e mulheres menores com a utilização do protocolo otimizado do C13.

A criação de um protocolo otimizado para atender os pacientes recém-nascidos com a utilização do protocolo de RN é importante, visto que se tem uma redução de dose de 63,62% em relação ao protocolo de rotina.

### Tomógrafo T4

No tomógrafo T4 o protocolo otimizado de cabeça para paciente adulto recomendado é a implementação da tensão de 120 kV, uma carga de 35 mA.s e manter o pitch de 1,0625. Os demais parâmetros de aquisição devem ser mantidos os mesmos já usados no protocolo de rotina do serviço.

É importante também a implementação de protocolo para pacientes pediátricos e mulheres menores com a utilização de um protocolo otimizado baseado no objeto simulador C13. A criação de um protocolo otimizado para atender os pacientes recém-nascidos com a utilização do protocolo de RN é importante, visto que se tem uma redução de dose de 91,04% em relação ao protocolo de rotina.

## 4.3 Considerações Finais

Foram utilizados quatro objetos simuladores de cabeça de diferentes volumes para representar diferentes tamanhos de cabeça de seres humanos. Volumes cilíndricos de 16, 13, 12 e 11 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento, representando desde o paciente adulto padrão (CP) até o paciente recém nascido (RN).

Os testes realizados em quatro tomógrafos distintos, apresentaram resultados diferentes em função de cada tecnologia testada. O que demonstra ser necessário a criação de protocolos de aquisição específicos para cada modelo de equipamento e para cada tipo de paciente, conforme o volume da sua cabeça.

De acordo com os testes realizados, foram encontrados protocolos de varreduras ótimos para cada um dos objetos simuladores testados. No entanto, considerando o processo de automação dos tomógrafos atuais, deve ser observado que não é possível obter-se automaticamente um

protocolo individual para as varreduras de cabeça, seja pela escolha do valor de tensão (kV) ou de carga (mA.s), pois não se utiliza o controle automático de carga em varreduras de cabeça.

Sendo assim, torna-se inviável a criação de muitos protocolos para varreduras de cabeça de modo a atender aos diferentes tipos de pacientes que demandam o serviço de radiodiagnóstico. Visando a criação de um processo de otimização de dose em varreduras de cabeça e baseado neste estudo realizado, propõe-se a criação de três protocolos distintos para varreduras de cabeça.

Um primeiro protocolo, denominado **Cabeça Adulto (CA)**, visando ao atendimento dos pacientes com volume de cabeça padrão e superiores à essa referência. Este protocolo seria baseado no protocolo encontrado para CP com um aumento da carga de cerca de 15% de modo a atender satisfatoriamente à qualidade diagnóstica da imagem de pacientes com cabeças maiores.

Um segundo protocolo, denominado **Adulto Pequeno (AP)**, visando àqueles pacientes com volume de cabeça menores que o volume padrão CP, como mulheres pequenas, adolescentes e pré-adolescentes que apresentarem volumes menores de cabeça que o volume de referência (CP). Este protocolo seria baseado no protocolo encontrado para C13 com um aumento da carga (mA.s) para atender aos pacientes que possuem cabeças menores que o padrão de referência e maiores que o volume do objeto simulador C13, ficando abaixo do protocolo definido para CP.

O terceiro protocolo, denominado **Paciente Pediátrico (PP)**, visa ao atendimento de crianças e bebês, que apresentam volumes e características de absorção do feixe de raios X menores que os demais pacientes. Este protocolo seria baseado no protocolo encontrado para o objeto simulador C12, visto que as características de dose absorvida dos objetos simuladores C12 e RN foram muito parecidas.

A Tab. 30 apresenta a sugestão de três protocolos de varreduras de cabeça para os quatro tomógrafos estudados, visando a redução de dose em paciente em varreduras de cabeça sem um aumento considerável do número de protocolos no menu dos equipamentos. Assim, são propostos três protocolos que atendam a todos os pacientes que demandarem o serviço de radiologia que possuam esses equipamentos.

Tabela 30 – Protocolos sugeridos para cada tomógrafo.

Tomógrafo	Protocolo	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Pitch
<b>T1</b>	CA	120	140	0,813
	AP	120	120	0,813
	PP	100	180	0,813
<b>T2</b>	CA	120	100	0,868
	AP	120	75	0,868
	PP	100	85	0,868
<b>T3</b>	CA	120	175	0,984
	AP	120	130	0,984
	PP	100	160	0,984
<b>T4</b>	CA	120	45	1,0625
	AP	120	40	1,0625
	PP	100	50	1,0625

Baseado nos resultados obtidos com os objetos simuladores CP, C13, C12 e RN, foi escolhido um valor de tensão de 120 kV para as varreduras dos pacientes CA e AP e de 100 kV para os pacientes classificados como PP. Os valores de carga (mA.s) foram adaptados para atender à faixa de variação de volume de cabeça de cada categoria e o valor de pitch foi escolhido o mais próximo de 1,0, dentre as opções de cada um dos tomógrafos.

Outros fatores, tais como a espessura do feixe de raios X deve ser definido de acordo com a tecnologia do aparelho, o número de canais e tamanho do detector, sendo recomendável a utilização de toda a largura do arco detector e de todos os detectores, visando a maior rapidez na aquisição dos dados.

A espessura de reconstrução da imagem e os filtros para o ressalto de bordas e homogeneização de tecidos deverão ser escolhidos de acordo com as imagens que se deseja observar após as varreduras. Esses parâmetros estão associados ao processo de reconstrução das imagens e podem ser modificados independentemente dos fatores de aquisição de varredura.

A reconstrução das imagens para observação do tecido encefálico é feita com espessuras de 1 a 2 mm e frequentemente, se deseja obter imagens com janelas para tecido encefálico e para tecidos ósseos. Cada equipamento apresenta seus próprios filtros e alguns deles apresentam a reconstrução de imagens interativas que reduz consideravelmente os valores de dose em paciente.

A Tab. 31 apresenta os valores de dose absorvida ( $CTDI_{vol}$ ) para os objetos simuladores CP, C13 e C12 utilizando o protocolo de rotina (Tab. 19), o protocolo otimizado (Tab. 29) e o protocolo sugerido (Tab. 30) para cada um dos equipamentos testados.

Tabela 31 – Valores de dose absorvida em mGy para diferentes protocolos de aquisição.

Tomógrafo	Objeto Simulador	$CTDI_{vol}$ (mGy)		
		Rotina	Otimizado	Sugerido
<b>T1</b>	CP	27,39±0,44*	18,72±0,30	21,84±0,35
	C13	30,73±0,84	19,41±0,51	21,63±0,66
	C12	43,27±1,06	22,89±0,81	29,57±0,73
<b>T2</b>	CP	23,67±0,20	7,50±0,06	9,38±0,08
	C13	28,26±0,69	6,72±0,16	8,40±0,21
	C12	29,31±0,68	4,64±0,11	6,24±0,12
<b>T3</b>	CP	39,92±0,21	28,87±0,18	33,89±0,17
	C13	45,89±0,51	21,10±0,16	28,94±0,32
	C12	49,67±0,82	20,89±0,20	25,27±0,64
<b>T4</b>	CP	36,24±0,62	5,91±0,05	8,15±0,14
	C13	39,43±0,32	4,90±0,04	7,89±0,06
	C12	40,50±0,45	3,71±0,02	6,07±0,05

\*Desvio padrão

No tomógrafo T1 o protocolo sugerido em comparação com o protocolo de rotina do serviço promoveu uma redução da dose em paciente de 20,15%, com a dose absorvida passando de 27,39 para 21,84 mGy no objeto simulador CP. Para o objeto simulador de cabeça C13 ocorreu uma redução da dose de 29,61%, com a dose absorvida passando de 30,73 para 21,63 mGy. No objeto simulador de cabeça C12 promoveu uma redução da dose de 31,66%, com a dose absorvida

passando de 43,27 para 29,57 mGy.

No tomógrafo T2 o protocolo sugerido em comparação com o protocolo de rotina do serviço promoveu uma redução da dose em paciente de 60,37%, com a dose absorvida passando de 23,67 para 9,38 mGy no objeto simulador CP. Lembrando que este protocolo já está sendo utilizado no centro de radiodiagnóstico. Para o objeto simulador de cabeça C13 ocorreu uma redução da dose de 70,28%, com a dose absorvida passando de 28,26 para 8,40 mGy. No objeto simulador de cabeça C12 promoveu uma redução da dose de 78,70%, com a dose absorvida passando de 29,31 para 6,24 mGy.

No tomógrafo T3 o protocolo sugerido em comparação com o protocolo de rotina do serviço promoveu uma redução da dose em paciente de 13,27%, com a dose absorvida passando de 39,92 para 33,89 mGy no objeto simulador CP. Para o objeto simulador de cabeça C13 ocorreu uma redução da dose de 36,94%, com a dose absorvida passando de 45,89 para 28,94 mGy. No objeto simulador de cabeça C12 promoveu uma redução da dose de 49,12%, com a dose absorvida passando de 49,67 para 25,27 mGy.

No tomógrafo T4 o protocolo sugerido em comparação com o protocolo de rotina do serviço promoveu uma redução da dose em paciente de 77,51%, com a dose absorvida passando de 36,24 para 8,15 mGy no objeto simulador CP. Para o objeto simulador de cabeça C13 ocorreu uma redução da dose de 79,10%, com a dose absorvida passando de 39,43 para 7,89 mGy. No objeto simulador de cabeça C12 promoveu uma redução da dose de 85,01%, com a dose absorvida passando de 40,50 para 6,07 mGy.

Em virtude da maior abrangência dos **Protocolos Sugeridos** em relação à variação de volume da cabeça, esses protocolos apresentam valores de dose absorvida ligeiramente maiores que os **Protocolos Otimizados**, definidos especificamente para um determinado volume de cabeça.

De acordo com os dados observados, os volumes de cabeça com diâmetros efetivos maiores que aqueles apresentados pelos objetos simuladores de cabeça contidos na Tab. 31, tenderão a ter valores de dose absorvida menores que os determinados para os objetos simuladores referenciados, pois quando se usa um mesmo protocolo de aquisição, objetos maiores recebem menores doses absorvidas.

O Report 204 da AAPM (AAPM, 2011) apresenta fatores de variação da dose absorvida pelo paciente em função do volume da cabeça, na Tab.2 desse relatório. Esses valores de variação de dose com o volume foram obtidos através de simulações computacionais pelo método de Monte Carlo. A Tab.32 reproduz uma parte da Tab.2 do Report 204. Esses fatores de variação de dose permitem estimar o valor da dose em pacientes com cabeças menores e maiores que a do paciente padrão, a partir de medições realizadas com o objeto simulador CP, quando se utiliza o mesmo protocolo de varredura. Esses fatores são baseados na tensão de alimentação do tubo de raios X de 120 kV, que é a tensão normalmente utilizada em varreduras de cabeça.

Tabela 32 – Variação da dose absorvida em paciente com o volume da cabeça para varreduras de TC.

<b>Diâmetro Efetivo (cm)</b>	<b>Fator de Conversão</b>
11	1,22
12	1,18
13	1,13
14	1,09
15	1,05
16	1,00
17	0,97
18	0,93
19	0,90
20	0,86

O valor do fator de conversão de dose a partir do diâmetro efetivo da Tab.32, indica os valores esperados de variação de dose de acordo com o diâmetro efetivo de cabeças. Assim, por exemplo, um paciente cuja cabeça tenha um diâmetro efetivo médio de 20 cm receberia uma dose de cerca de 86% do valor da dose recebida pelo paciente com cabeça padrão, com 16 cm de diâmetro efetivo.

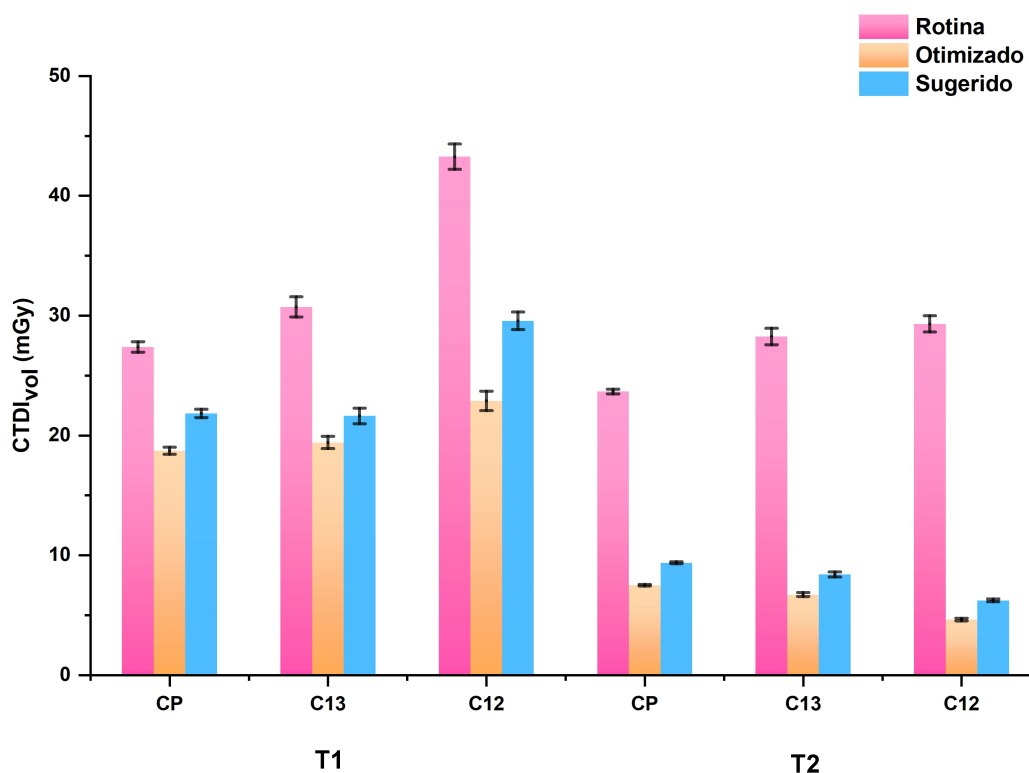
Para o tomógrafo T1, por exemplo, quando se utilizar o protocolo sugerido CA, enquanto o paciente padrão recebe uma dose de 21,84 mGy, o paciente com diâmetro efetivo de cabeça de 20 cm, receberia uma dose de 18,78 mGy. Visto que, volumes maiores tendem a receber doses menores quando se utiliza um mesmo protocolo de aquisição.

Do mesmo modo, considerando o tomógrafo T3, quando se utilizar o protocolo sugerido AP, enquanto o paciente com diâmetro efetivo de 13 cm recebe uma dose absorvida de 28,94 mGy, um paciente com diâmetro efetivo de 15 cm receberia uma dose de 26,89 mGy, cerca de 92,9% da dose do paciente com cabeça de 13 cm.

Cabe ressaltar que os valores dos fatores de conversão de dose podem variar ligeiramente em função da tecnologia utilizada para a realização das varreduras. O espectro do feixe de raios X de 120 kV podem ter pequenas diferenças que podem afetar esses fatores de conversão.

O gráfico da Fig. 44 permite comparar os valores de dose absorvida ( $CTDI_{vol}$ ) para os objetos simuladores CP, C13 e C12 nos tomógrafos T1 e T2, que foram definidos na Tab. 31.

Figura 44 – Valores de dose absorvida em mGy para protocolos de aquisição de rotina, otimizado e sugerido do tomógrafo T1 e T2.



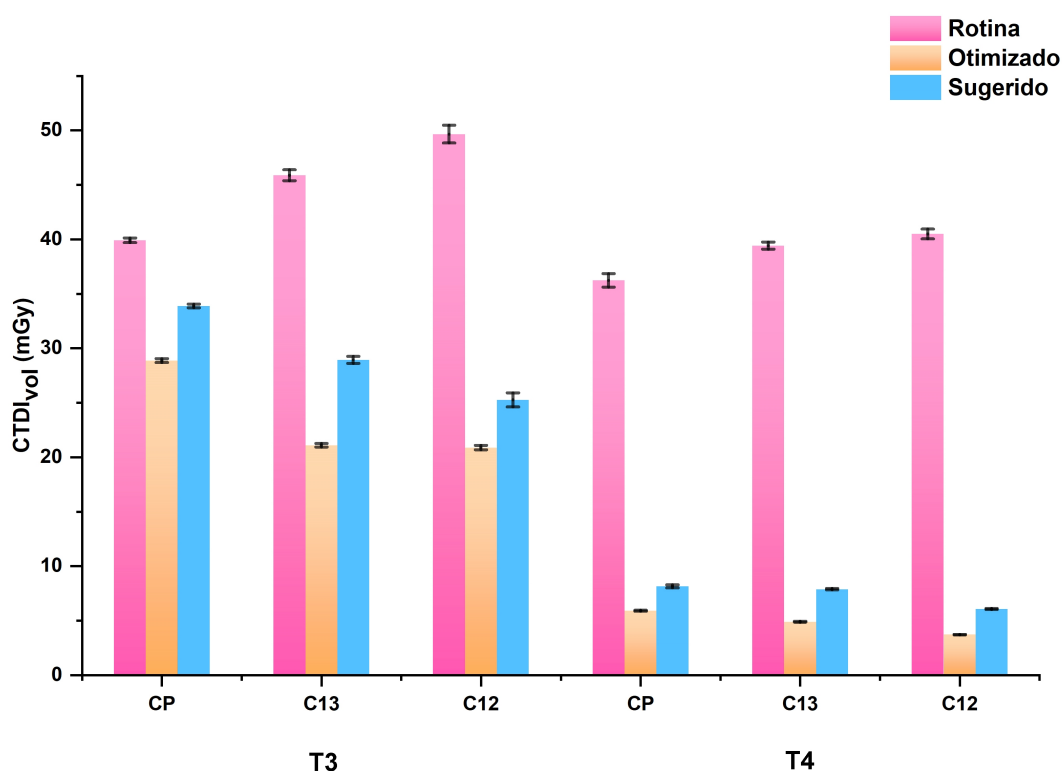
De forma geral, os protocolos sugeridos apresentam uma diminuição da dose em relação aos protocolos de rotina e doses absorvidas ligeiramente maiores que os protocolos otimizados por objeto simulador. A redução de dose em paciente foi muito mais acentuada no tomógrafo T2, indicando que o protocolo de rotina utilizado gera doses consideravelmente maiores.

No entanto, a tecnologia do tomógrafo T2 permite a realização das varreduras de cabeça com valores de dose menores que o equipamento T1.

O gráfico da Fig. 45 permite comparar os valores de dose absorvida ( $CTDI_{vol}$ ) para os objetos simuladores CP, C13 e C12 nos tomógrafos T3 e T4, que foram definidos na Tab. 31.



Figura 45 – Valores de dose absorvida em mGy para protocolos de aquisição de rotina, otimizado e sugerido do tomógrafo T3 e T4.

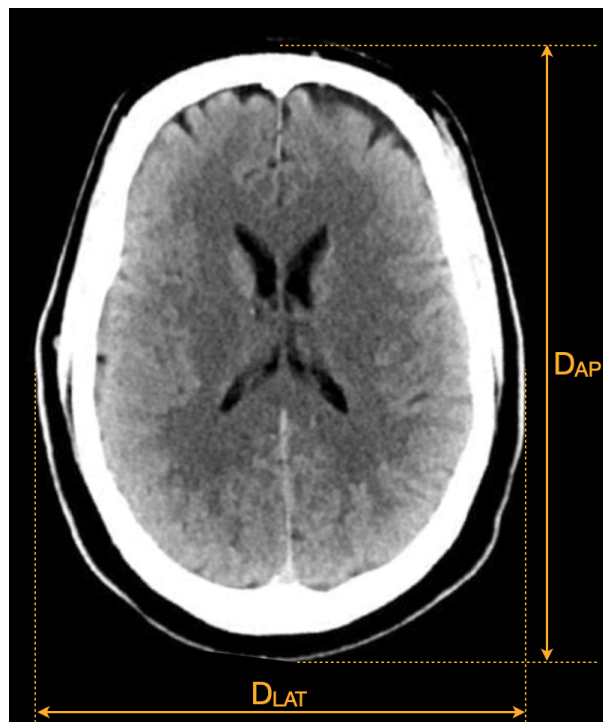


Na comparação entre as doses absorvidas dos tomógrafos de T3 e T4, o tomógrafo T3 gera doses maiores para as varreduras de cabeça do que o tomógrafo T4. No entanto, o ajuste de dose absorvida em paciente visando a sua redução foi maior no equipamento T4 que apresentou valores otimizados de dose absorvida bem menores que aqueles recebidos pelo paciente quando a varredura foi realizada com o protocolo de rotina do serviço.

Apesar de se utilizar o valor do diâmetro dos objetos simuladores e do diâmetro efetivo do crânio para os estudos de varreduras de cabeça, esse parâmetro pode não ser facilmente obtido na prática diária de um serviço de radiodiagnóstico.

Geralmente o diâmetro da cabeça no sentido ântero-posterior é maior que no sentido lateral, variando entre 20 e 30%. Assim sendo, o cálculo do valor efetivo de um diâmetro de cabeça é baseado em um formato elíptico, conforme o corte axial do crânio. A Fig. 46 apresenta um corte axial de cabeça com a marcação dos diâmetros ântero-posterior e lateral.

Figura 46 – Imagem de corte axial de cabeça com a marcação dos diâmetros ântero-posterior e lateral.



Uma forma prática de selecionar o tamanho da cabeça do paciente seria a medida do perímetro do crânio. O perímetro de uma elipse com essa razão de excentricidade (1,0 x 1,2) será ligeiramente maior que o perímetro de uma circunferência.

O perímetro do crânio pode ser obtido com a utilização de uma fita métrica, quando houver dúvidas em relação ao tamanho da cabeça de um paciente. Assim sendo, foram calculados os valores de perímetros de cabeça com a relação entre os diâmetros lateral e ântero-posterior de 1 por 1,2 a partir dos diâmetros efetivos dos objetos simuladores CP e C13.

A Tab. 33 apresenta os limites de perímetro de crânio a partir dos quais é possível escolher de maneira rápida os protocolos serem utilizados, CA, AP ou PP.

Tabela 33 – Comprimentos para a determinação do protocolo de aquisição.

Perímetro (cm)	Diâmetro Efetivo (cm)	Protocolo
> 50	> 16	CA
40 a 50	13 a 16	AP
< 40	< 13	PP

Assim sendo, um paciente cuja medida do perímetro de crânio for de 57 cm, ou seja, com um diâmetro efetivo de 18 cm, quando for realizar uma varredura de cabeça em qualquer um dos tomógrafos estudados, deveria utilizar o protocolo de varredura CA. Esse protocolo daria uma dose absorvida menor para este paciente.

Do mesmo modo um paciente pediátrico com perímetro de crânio de 38 cm, ou seja, um diâmetro efetivo de 12 cm, deveria utilizar o protocolo de aquisição PP quando fosse realizar

uma varredura de cabeça.

A partir dos valores de dose absorvida encontrados, pretende-se realizar os cálculos associados à dose absorvida e faixa etária para determinar a redução a longo prazo de incidência de cânceres radioinduzidos a partir das reduções de dose absorvidas encontradas.

Os valores encontrados nos exames de TC de cabeça estão nos níveis aceitáveis, considerando a legislação brasileira e é atualmente uma das principais ferramentas de diagnóstico e acompanhamento de tratamentos, como foi na pandemia do Coronavírus (COVID-19) e nos centros de pronto-atendimento.

## 5 Conclusão

Os objetos simuladores de cabeça CP, C13, C12 e RN foram construídos para o desenvolvimento deste trabalho e assim, permitiu a realização das irradiações da fatia central e varreduras da região central nos quatro tomógrafos, permitindo assim, a verificação da distribuição da dose de acordo com o volume.

Os pacientes submetidos a exames de TC podem variar de recém-nascidos a adultos grandes. No entanto, as doses de radiação na TC são geralmente medidas no objeto simulador de PMMA que representam um paciente adulto padrão. É difícil obter valores quantitativos confiáveis de doses de pacientes a partir de quaisquer medidas realizadas nesse objeto simulador padrão, porque os pacientes têm tamanhos e composições corporais que podem diferir acentuadamente do objeto simulador padrão, como é o caso de pacientes pediátricos, mulheres pequenas e pacientes grandes e obesos. Logo, o desenvolvimento dos objetos simuladores utilizados neste trabalho permite representar diferentes tamanhos de pacientes e testar diferentes protocolos de aquisição para varreduras de cabeça.

As medições de *kerma* no ar foram feitas com a câmara de ionização tipo lápis para os diferentes valores de tensões de alimentação do tubo de raios X (70, 80, 100 e 120 kV) em cada objeto simulador e tomógrafo. Valores de  $CTDI_w$  obtidos foram maiores no objeto simulador RN e menores no objeto CP em todos os tomógrafos e tensões aplicadas. Isso demonstra que pacientes com menores volumes recebem doses absorvidas maiores quando se usa um mesmo protocolo de aquisição de imagens.

Os valores de índice de dose volumétrico ( $CTDI_{vol}$ ) foram obtidos na varredura da região central dos objetos simuladores e os valores de dose absorvida foram significativamente maiores no simulador RN em todos os tomógrafos, usando o mesmo protocolo de rotina do que o adulto. Considerando a menor dose de cada objeto simulador de cabeça houve uma sobredose de até: 68,65% para o objeto CP, 62,39% para o objeto C13, 69,46% para o objeto C12 e de 67,80% para o objeto RN. As varreduras no tomógrafo T3 geraram as maiores doses em todos os objetos simuladores e no tomógrafo T2 as menores.

Baseados nos valores das doses absorvidas ( $CTDI_{vol}$ ) encontrados, foram testados novos protocolos para varreduras de cabeça visando a redução de dose absorvida pelo paciente a partir do controle do valor de ruído máximo aceitável. Os protocolos otimizados foram definidos para cada um dos objetos simuladores estudados em cada um dos tomógrafos testados.

No tomógrafo T1 a redução do índice de dose do protocolo otimizado de 120 kV promoveu uma redução da dose no paciente de 31,65% no objeto CP. Os demais objetos simuladores obtiveram melhores reduções de doses com a tensão de 80 kV, sendo de 36,84% no C13, de 47,10% no C12 e no RN de 47,63%. Os valores de ruídos obtidos nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T1, foram mantidos abaixo de 1%, que é o valor ideal para uma boa qualidade de imagem diagnóstica.

No tomógrafo T2 as reduções dos índices de dose do protocolo otimizado com a tensão de 120 kV promoveram uma redução da dose no paciente de 68,31% no objeto CP, de 76,22% no C13, de 84,17% no C12. No objeto simulador RN teve 87,48% de redução com o protocolo otimizado de 100 kV. Os valores de ruídos obtidos nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T2, foram mantidos abaixo de 1%. O protocolo otimizado de cabeça de paciente adulto CP já foi ajustado neste serviço de radiodiagnóstico e está sendo utilizado.

No tomógrafo T3 as reduções dos índices de dose do protocolo otimizado foram melhores em todos os objetos simuladores com a tensão de 80 kV, obtendo redução de 42,71% no objeto CP, de 54,02% no C13, de 57,94% no C12 e 63,62% no RN. Os valores de ruídos obtidos nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T2, foram mantidos abaixo de 1%.

No tomógrafo T4 as reduções dos índices de dose do protocolo otimizado com a tensão de 120 kV promoveram uma redução da dose no paciente de 82,50% no objeto CP e de 85,01% no C13. No objeto simulador C12 a redução de dose foi de 87,90% com a tensão de 100 kV. Por último, o objeto simulador RN obteve redução de dose de 91,04% a tensão de 80 kV. Os valores de ruídos obtidos nos quatro objetos simuladores no tomógrafo T2, foram mantidos abaixo de 1%.

Foi proposto um método simples de criação de três protocolos de varredura de cabeça para três perfis de pacientes: adultos, adultos pequenos e pediátrico, cuja escolha do protocolo deve ser feita pela medida do perímetro do crânio e que gerou redução de dose de até 85,01%.

Este trabalho possibilitou evidenciar informações relevantes sobre a redução de dose em exames de TC de cabeça de adultos e pediátricos, sendo de grande importância para argumentar a adoção de protocolos otimizados sem a perda da qualidade diagnóstica da imagem. Além disso, a utilização de protocolos otimizados aumenta o tempo de vida útil do tubo de raios X do tomógrafo, gerando menos gastos para o serviço de radiodiagnóstico.

## 5.1 Propostas de Continuidade

Em continuidade ao trabalho iniciado, tem-se o interesse em fazer novas varreduras dos objetos simuladores de cabeça em outros tomógrafos de outros centros de radiodiagnósticos, visando a otimização dos protocolos utilizados nesses centros, especialmente em um serviço que atenda preferencialmente a pacientes pediátricos.

Também existe o interesse de comparar os dados obtidos nesse trabalho com testes de varredura de cabeça em objetos simuladores antropomórficos, visando a medição de doses absorvidas pontuais em órgãos sensíveis específicos da região da cabeça.

# Referências

- AAPM. *Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography Publication 111*. [S.l.]: American Association of Physicists in Medicine, 2010.
- AAPM. Size-specific dose estimates (ssde) in pediatric and adult body ct examinations. *American Association of Physicists in Medicine*, v. 204, p. 1–30, 2011.
- ABURJAILE, W. N. Desenvolvimento de objeto simulador pediátrico para dosimetria em varreduras de tomografia computadorizada do tórax. Universidade Federal de Minas Gerais, 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) — Universidade Federal de Minas Gerais, 2021.
- ALMEIDA, W. G. *Impacto da exposição à radiação de pacientes femininos submetidos a diferentes procedimentos de tomografia computadorizada de tórax*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2016.
- 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.
- BIODIGITAL co. *3D human visualiazition platform for anatomy and disea*. New York, USA: [s.n.], 2022. Disponível em: <<https://www.biodigital.com/>>. Acesso em: 23 Mar. 2022.
- BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. *The essential physics of medical imaging*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- BUSHONG, S. C. *Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção*. [S.l.]: Elsevier, 2010.
- CANTERA, A. C.; TORTOSA, M. L. Calidad de imagen. In: *Curso de Garantia de qualidade en TC*. Tarragona, España: [s.n.], 2003. p. 8–12.
- CÁS, E. V. d. *et al*. Proposta para otimização de protocolos de exames em tomografia computadorizada, visando a redução de doses de radiação dos pacientes. Universidade Federal de Santa Maria, 2011.
- COUTINHO, A. M. d. M. *Dose e qualidade da imagem em tomografia computadorizada*. Tese (Doutorado) — Instituto Politécnico de Lisboa, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de . . . , 2018.
- 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.
- DOUGHERTY, G. *Digital image processing for medical applications*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2009.
- DUAN, X. *et al*. Ct scanner x-ray spectrum estimation from transmission measurements. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 38, n. 2, p. 993–997, 2011.

- FATTINI, C. A.; DANGELO, J. G. Anatomia humana básica. In: *Anatomia Humana Básica*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 192.
- 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.
- FINATTO, J. *et al.* Estudo comparativo de descritor de dose em exames pediátricos de tomografia computadorizada. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 3, n. 1A, 2015.
- FRUSH, D.; HUDA, W. *From invisible to visible: The science and practice of X-ray imaging and radiation dose optimization*. [S.l.]: Radiological Society of North America, 2006.
- GENTLY, I. *The alliance for radiation safety in paediatric imaging*. [S.l.]: Available on [http://www. imagegently. org](http://www.imagegently.org), 2013.
- GOMEZ, A. M. L. Estudo de dosimetria e qualidade de imagem em varreduras de tomografia computadorizada de cabeça utilizando objeto simulador. Universidade Federal de Minas Gerais, 2017.
- IAEA. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice Publication 457*. [S.l.]: International Atomic Energy Agency, 2007.
- ICRP. *Recommendations of the International Commission on Radiological Exposure Publication 103*. [S.l.]: International Commission on Radiological Protection, 2007.
- ICRU. *Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection report 48*. [S.l.]: International commission on radiation units and measurements, 1992.
- JAN, J. Medical image processing, reconstruction and restoration. *Boca Raton, Fl: Taylor Francis*, 2006.
- JUNIOR, R. G. L. Dosimetria em pacientes submetidos à varreduras de crânio por tomografia computadorizada. Universidade Federal de Minas Gerais, 2012.
- KAMDEM, F. E. *et al.* Optimization of pediatric ct scans in a developing country. *BMC pediatrics*, Springer, v. 21, n. 1, p. 1–7, 2021.
- MAHESH, M. The essential physics of medical imaging. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 40, n. 7, p. 077301, 2013.
- MAIA, A. F. Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada. 2005.
- MATHEWS, J. D. *et al.* Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million australians. *Bmj*, British Medical Journal Publishing Group, v. 346, 2013.
- METTLER, F. A.; GUIBERTEAU, M. J. *Essentials of Nuclear Medicine and Molecular Imaging E-Book*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2018.
- MIGLIORETTI, D. L. *et al.* The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk. *JAMA pediatrics*, American Medical Association, v. 167, n. 8, p. 700–707, 2013.
- MOURÃO, A. P. *Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações*. [S.l.]: Difusão Editora, 2018.

- MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, F. A. de. *Fundamentos de radiologia e imagem*. [S.l.]: Difusão Editora, 2009.
- NCRP. *Pediatric Radiology Publication 68*. [S.l.]: National Council on Radiation Protection and Measurement, 1978.
- NIST. *National Institute of Standards and Technology*. Gaithersburg, USA: [s.n.], 2022. Disponível em: <[www.nist.gov](http://www.nist.gov)>. Acesso em: 21Mar. 2022.
- OECD. *Computed tomography (CT) exams (indicator)*. Paris, France: [s.n.], 2022. Disponível em: <<https://data.oecd.org/healthcare/computed-tomography-ct-exams.htm>>. Acesso em: 03 Mar. 2022.
- OLIVEIRA, B. *Perfil de Dose em Varreduras de Tórax por Tomografia Computadorizada*. Tese (Doutorado) — Dissertação (mestrado)-Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte, 2011.
- OLIVEIRA, G. A. P. Avaliação de protocolos de varreduras por tomografia computadorizada de cabeça de recém-nascidos. Universidade Federal de Minas Gerais, 2016.
- PEARCE, M. S. *et al.* Radiation exposure from ct scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *The Lancet*, Elsevier, v. 380, n. 9840, p. 499–505, 2012.
- RADIATION, U. N. S. C. on the Effects of A. *et al.* Sources, effects and risks of ionizing radiation, united nations scientific committee on the effects of atomic radiation (unscear) 2020/2021 report, volume i: Report to the general assembly, with scientific annex a-evaluation of medical exposure to ionizing radiation. United Nations, 2022.
- RADICAL. *The Chamber for Computed Tomography Dose Index (CTDI)*. California, USA: [s.n.], 2022. Disponível em: <<https://radcal.com/10x6-3ct-ct-ctdi-ion-chamber/>>. Acesso em: 25 April. 2022.
- RADIOLOGIE.BAYER. *Patient info of CT*. New York, USA: [s.n.], 2022. Disponível em: <<https://www.radiologie.bayer.de/service/patienten/patienteninfo-ct/wie-entsteht-ein-bild-bei-der-ct>>. Acesso em: 26 Mar. 2022.
- RAMOS, C.; SOARES, J. Pet e pet/ct em oncologia: Sociedade brasileira de biologia, e imagem molecular. *São Paulo, Brasil: Atheneu*, v. 468, 2011.
- REISER, M. F. *Multislice: Tomografia computadorizada*. [S.l.]: Revinter, 2011.
- ROMANS, L. *Computed tomography for technologists: A comprehensive text*. Lippincott Williams & Wilkins, v. 10, n. 8, p. 14–20, 2011.
- ROMANS, L. *Computed tomography for technologists: a comprehensive text*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2018.
- SANTOS, A. C. dos *et al.* Otimização dos protocolos de tomografia computadorizada em pacientes pediátricos. *Revista Pleiade*, v. 10, n. 20, p. 94–101, 2016.
- SANTOS, E. S.; NACIF, M. S. Manual de técnicas em tomografia computadorizada. *Rio de Janeiro*, 2009.
- SANTOS, F. S. Dosimetria em varreduras de tomografia computadorizada de cabeça e pescoço: uso de blindagem de bismuto de órgãos sensíveis. Universidade Federal de Minas Gerais, 2019.



SHEFER, E. *et al.* State of the art of ct detectors and sources: a literature review. *Current Radiology Reports*, Springer, v. 1, n. 1, p. 76–91, 2013.

SILVA, C. I. M. d. *Medição dos níveis de referência de diagnóstico em tomografia computadorizada para exames de cabeça e pescoço*. Tese (Doutorado) — Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2010.

SIMÕES, J. I. S. *Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tireoide em exames de Tomografia Computorizada utilizando proteções de bismuto*. Tese (Doutorado) — Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2013.

TACK, D.; GEVENOIS, P. A.; ABADA, H. *Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography*. [S.l.]: Springer, 2007.

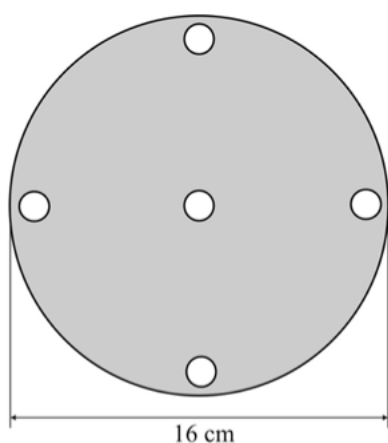
TSAPAKI, V. *et al.* Dose reduction in ct while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal ct—iaea-coordinated research project. *Radiology*, Radiological Society of North America, v. 240, n. 3, p. 828–834, 2006.

VÁSQUEZ, A. *et al.* Comparison of two respiration monitoring systems for 4d imaging with a siemens ct using a new dynamic breathing phantom. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 57, n. 9, p. N131, 2012.

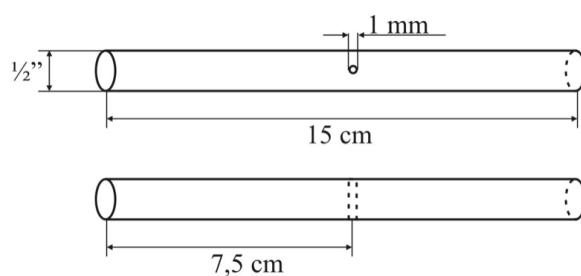
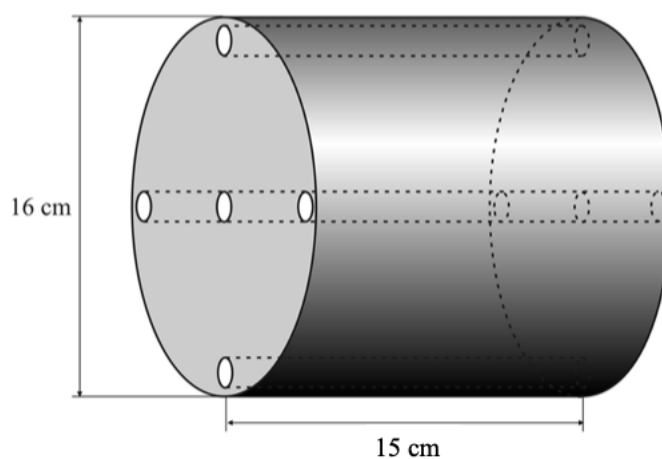
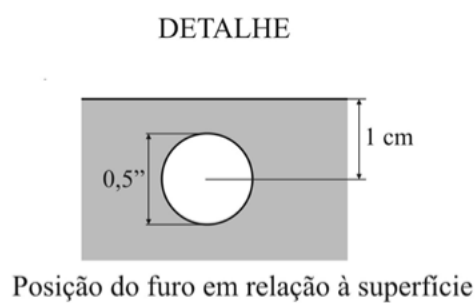
WHO. *Child growth standards*. Geneva, Switzerland: [s.n.], 2022. Disponível em: <https://www.who.int/tools/child-growth-standards/standards/head-circumference-for-age>. Acesso em: 20 Mar. 2022.

YANG, C.-C. Evaluation of impact of factors affecting ct radiation dose for optimizing patient dose levels. *Diagnostics*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 10, n. 10, p. 787, 2020.

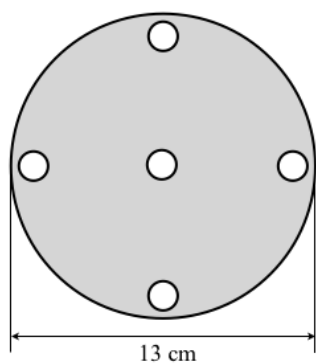
# ANEXO A – Projeto do objeto simulador de cabeça padrão (CP)



Cinco furos de  $\frac{1}{2}$ " (meia polegada), sendo um central e quatro junto à superfície defasados de  $90^\circ$

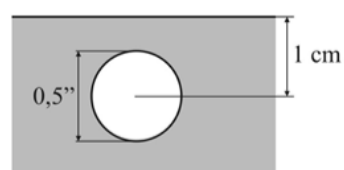


# ANEXO B – Projeto do objeto simulador de cabeça C13

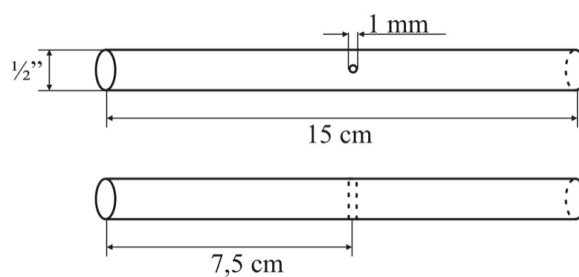
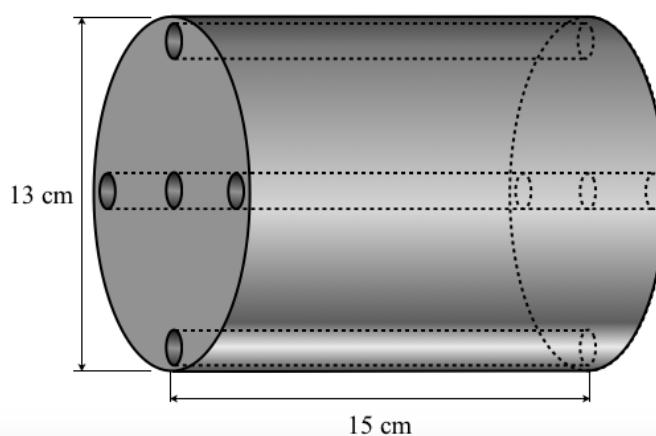


Cinco furos de  $\frac{1}{2}$ " (meia polegada), sendo um central e quatro junto à superfície defasados de  $90^\circ$

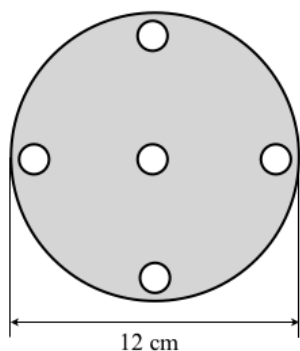
DETALHE



Posição do furo em relação à superfície

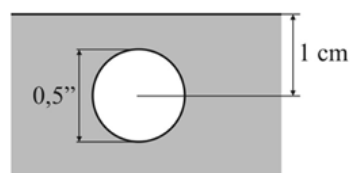


# ANEXO C – Projeto do objeto simulador de cabeça C12

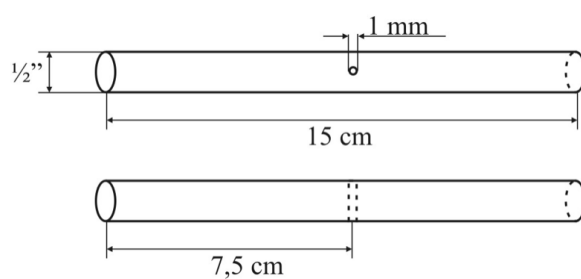
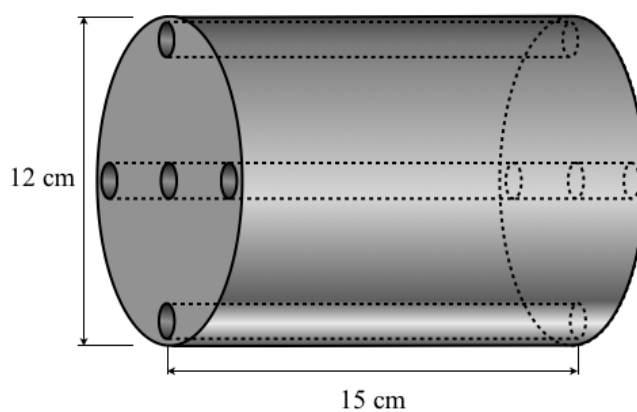


Cinco furos de  $\frac{1}{2}$ " (meia polegada), sendo um central e quatro junto à superfície defasados de  $90^\circ$

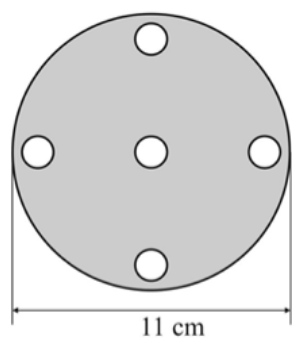
DETALHE



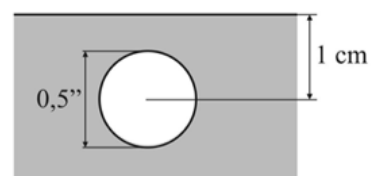
Posição do furo em relação à superfície



## ANEXO D – Projeto do objeto simulador de cabeça de recém-nascido (RN)



DETALHE



Posição do furo em relação à superfície

Cinco furos de  $\frac{1}{2}$ " (meia polegada), sendo um central e quatro junto à superfície defasados de  $90^\circ$

