



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

Fernanda Stephanie Santos

**DOSIMETRIA EM VARREDURAS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
CABEÇA E PESCOÇO: USO DE BLINDAGEM DE BISMUTO DE ÓRGÃOS
SENSÍVEIS**

Belo Horizonte

2019

Fernanda Stephanie Santos

**DOSIMETRIA EM VARREDURAS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
CABEÇA E PESCOÇO: USO DE BLINDAGEM DE BISMUTO DE ÓRGÃOS
SENSÍVEIS**

Dissertação apresentada ao curso de Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências das Radiações.

Orientador: Dr. Arnaldo Prata Mourão

Área de concentração: Ciências das Radiações

Belo Horizonte
2019

S237d

Santos, Fernanda Stephanie.

Dosimetria em varreduras de tomografia computadorizada de cabeça e pescoço [manuscrito]: uso de blindagem de bismuto de órgãos sensíveis / Fernanda Stephanie Santos. – 2019.

114 f., enc.: il.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

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

Bibliografia: f. 110-114.

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

CDU: 621.039(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES



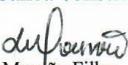
FOLHA DE APROVAÇÃO

Dosimetria em varreduras de Tomografia Computadorizada de cabeça e pescoço: Uso de blindagem de bismuto de órgãos sensíveis

FERNANDA STEPHANIE SANTOS

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

Aprovada em 06 de fevereiro de 2019, pela banca constituída pelos membros:


Prof. Arnaldo Prata Moução Filho - Orientador
PCTN - CEFET/MG


Prof. Priscila do Carmo Santana
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG


Prof. Vanessa Guerra Caires
CEFET/MG

Belo Horizonte, 6 de fevereiro de 2019.

*Este trabalho é dedicado aos meus pais e irmãos que sempre me deram apoio e incentivo,
permitindo, assim 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 que sempre me acompanhou, me apoiando e incentivando a estudar e seguir meus sonhos. À minha querida irmã Giselle que, mesmo estando longe, sempre me ajudou e apoiou em tudo que sempre precisei. Ao meu irmão Ederson pela paciência e apoio. As minhas irmãs e minha querida família, sobrinhos, tios, primos e cunhada, 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 dois anos. Você é o melhor orientador que um aluno pode ter.

Ao Departamento de Engenharia Nuclear, aos Professores e aos Secretários Aline e Thales, que deram todo suporte e conhecimento.

Ao nosso grupo de pesquisa do CENEB por todo trabalho em equipe e ajuda. Especialmente a Fernanda, Maurício e Wadia que me ajudaram em alguns experimentos.

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 mestrado.

Ao CDTN, pelo uso do objeto simulador modelo Alderson Randon.

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

Ao Professor Marcelo Mamede pelo uso do objeto simulador modelo Hamley Atom.

Aos funcionários do Hospital das Clínicas por todo apoio e conhecimento passado durante meu trabalho voluntário.

A todos os meus amigos que me incentivaram, ajudaram e acreditaram em mim nessa jornada. Especialmente a Cristiane, Marina, Polly Fofis, Daiane, Ingrid, Hayder, Raymundo, Mariana, Rafinha, Dinalva e Leo.

*Cada pessoa deve trabalhar para o seu aperfeiçoamento e, ao mesmo tempo, participar da
responsabilidade coletiva por toda a humanidade.*

Marie Curie

RESUMO

As varreduras de tomografia computadorizada (TC) geralmente promovem uma exposição à radiação maior que um exame de radiografia convencional. Logo, contribuem para o aumento da dose do paciente e da dose coletiva da população, sendo uma preocupação para a saúde pública. Os protocolos de varredura de TC de cabeça e pescoço estão entre aqueles que mais depositam dose em pacientes e aumentam o risco de desenvolvimento de cânceres, principalmente em bebês, crianças e adolescentes. Neste trabalho são avaliados valores de dose absorvida nos órgãos em varreduras de TC de cabeça e pescoço, utilizando objetos simuladores antropomórficos. Visando reduzir as doses de tireoide em varreduras de pescoço e de cristalinos em varreduras de cabeça, foram utilizadas blindagens de bismuto específicas para esses órgãos e foram avaliados os valores de dose absorvida nos órgãos. Para as varreduras de cabeça foi proposta uma técnica de posicionamento do paciente com a cabeça inclinada. Os registros das doses absorvidas foram realizados com tiras de filmes radiocrômicos e foram avaliados os órgãos radiosensíveis, tais como: o cristalino e a tireoide e estruturas próximas ao campo de irradiação, como: a nasofaringe, as glândulas salivares, as glândulas parótidas, a hipófise, a medula espinhal e as mamas. As varreduras de TC foram realizadas em três equipamentos de centros de imagens distintos. Neste estudo é descrito detalhadamente a metodologia aplicada para a avaliação da redução na dose no cristalino e tireoide sem e com a utilização de protetor de bismuto, assim como o uso da técnica de inclinação da cabeça do paciente. Os dados obtidos permitiram observar a variação da dose nos órgãos estudados. Nas varreduras de crânio o uso da blindagem de bismuto para os olhos reduziu em até 46% a dose absorvida nos cristalinos e a proposição de posicionamento do paciente com a cabeça inclinada obteve redução de dose absorvida nos cristalinos de mais de 80%. A varredura de coluna cervical com o uso da blindagem de bismuto para tireoide reduziu em mais de 50% a dose absorvida neste órgão. Os resultados apresentaram a eficácia na utilização do protetor de bismuto e no posicionamento do paciente com a cabeça inclinada, sem que haja comprometimento da qualidade da imagem do exame.

Palavras chaves: Tomografia Computadorizada; Blindagem de Bismuto; Dosimetria, Redução de Dose; Filme Radiocrômico.

ABSTRACT

Computed Tomography (CT) scans usually promote a higher radiation exposure than a conventional radiography examination. Thus, they contribute to the increase of the patient absorbed dose and the collective dose of the population, being a worry for the public health. The head and neck CT protocols are among those that deposit the highest dose on patient and increase the risk of developing cancers, especially in children and teenagers. In this work, absorbed dose values are evaluated in organs in the head and neck CT scans using anthropomorphic phantoms. Aiming to reduce thyroid and lens doses in head and neck scans, specific bismuth shields were used for these organs and the values of absorbed dose in organs were evaluated. For head scan were proposed a patient's head tilt technique. The absorbed doses were recorded by radiochromic film strips placed in radiosensitive organs such as lenses and thyroid, as well as nearby organs close to the irradiation field, such as the nasopharynx, salivary glands, parotid glands, hypophysis, spinal cord and breasts. CT scans were performed on three different imaging center equipments. This study describes in detail the methodology applied for the evaluation of the dose reduction in the lenses and thyroid without and with the use of bismuth shielding, as well as the use of the technique of tilting the patient's head. The data obtained allowed to observe the dose variation in the organs studied. In the head CT scan the use of the bismuth shielding for eyes reduced the absorbed dose in the lenses up to 46% and the preposition of the patient's head tilting in the head CT scan obtained an absorbed dose reduction in the lenses of more than 80%. The cervical CT scan with the use of bismuth shielding for thyroid reduced more than 50% the absorbed dose in this organ. The results showed the efficacy of the use of bismuth shielding and the positioning of the patient with the head tilted, without compromising the image quality of the examination.

Keywords: Computed Tomography; Bismuth Shielding; Dosimetry; Dose Reduction; Radiochromic Film.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Distribuição da dose efetiva na população dos EUA em diversas categorias de exposição em 2006.	18
Figura 2: Frequência de realização de exames de TC nos EUA em 2006.....	19
Figura 3: Imagem frontal da região da cabeça e do pescoço.....	21
Figura 4: Imagem lateral da região da cabeça.	22
Figura 5: Ilustração da anatomia da glândula tireoide.....	23
Figura 6: Ilustração da anatomia do globo ocular em vista frontal e em corte lateral.....	23
Figura 7: Imagens de TC de crânio: (a) corte axial, (b) corte sagital, (c) vista anterior em 3D e (d) vista lateral em 3D.	25
Figura 8: Imagens de TC de coluna cervical: (a) corte axial, (b) corte sagital, (c) vista anterior em 3D e (d) vista lateral em 3D.....	26
Figura 9: Imagem de corte transversal de um cérebro no ano de 1971 (a) e o cérebro inteiro com cortes sagital (b), coronal (c) e transversal (d, e) no ano de 2007.	27
Figura 10: Ilustração esquemática do posicionamento de paciente em aparelho de tomografia computadorizada: vista lateral e posterior.	28
Figura 11: Ilustração de cada célula numa matriz de imagem de uma TC que é uma representação bidimensional (pixel) de um volume de tecido (voxel).....	29
Figura 12: Escala de Hounsfield e de cinzas para os tecidos moles.....	30
Figura 13: As gerações dos tomógrafos: (a) 1º geração, (b) 2º geração, (c) 3º geração e (d) 4º geração.....	31
Figura 14: Ilustração da trajetória do feixe de raios X na TC helicoidal.....	32
Figura 15: Sistema de aquisição de dados de corte único e multicortes.....	33
Figura 16: Componentes do gantry.	35
Figura 17: Ilustração da inclinação do gantry de vista lateral.	36
Figura 18: Estrutura do detector de gás de xenônio.	38
Figura 19: Ilustração de um detector de estado sólido.	38
Figura 20: Arcos de detectores de corte único e multicorte.	39
Figura 21: Organização dos detectores em linha para os três tipos de configuração.	40
Figura 22: Atenuação do feixe de raios X com o uso do filtro tipo bow tie.....	41
Figura 23: Ilustração dos filtros de TC: (a) sem filtro, (b) filtro bow tie ideal e (c) filtro partes pequenas.	41
Figura 24: Ilustração da colimação do feixe de raios X.	42

Figura 25: Feixes com diferentes colimações.....	44
Figura 26: Ilustração da variação da corrente mA com a espessura do objeto.....	45
Figura 27: Ilustração da definição do pitch na TC helicoidal.....	47
Figura 28: Imagem de simulador para a avaliação do ruído na imagem de TC.....	52
Figura 29: Estrutura do filme radiocrômico modelo XR-QA2.	53
Figura 30: Objetos simuladores Alderson Rando® posicionados no gantry, masculino (a) e feminino (b).	56
Figura 31: Objeto simulador modelo Hamley Atom masculino posicionado no gantry.	57
Figura 32: Imagem de protetor de bismuto de cristalino (a) e de tireoide (b).	58
Figura 33: Posicionamento dos objetos simuladores Alderson masculino e feminino no gantry: masculino sem protetor (a), com protetor (b) e com o crânio inclinado (c); feminino sem protetor (d), com protetor (e) e (f) com o crânio inclinado.	59
Figura 34: Posicionamento dos objetos simuladores Alderson no gantry: masculino sem protetor (a) e com protetor (b); feminino sem protetor (c) e com protetor (d).	60
Figura 35: Posicionamento do Hamley Atom masculino no gantry: sem protetor (a), com protetor de bismuto (b) e com o crânio inclinado (c).	60
Figura 36: Posicionamento do Hamley Atom masculino no isocentro no gantry: sem protetor (a) e com protetor de bismuto (b).	61
Figura 37: Imagens do topograma lateral de TC de crânio no Alderson masculino: sem protetor (a), com protetor (b) e com a cabeça inclinada (c). Imagens de cortes axiais: sem protetor (d), com protetor (e) e com a cabeça inclinada (f). Imagens em reconstrução 3D com protetor: (g) vista frontal e (h) vista lateral.....	62
Figura 38: Imagens do topograma lateral de TC de coluna cervical no Alderson masculino: (a) sem protetor e (b) com protetor. Imagens de cortes axiais: (c) sem protetor e (d) com protetor. Imagens de reconstrução 3D com protetor: (e) vista frontal e (f) vista lateral. .	63
Figura 39: Imagens do topograma lateral de TC de crânio no Alderson feminino: (a) sem protetor, (b) com protetor e (c) cabeça inclinada. Imagens de cortes axiais: (d) sem protetor, (e) com protetor e (f) cabeça inclinada. Imagens em reconstrução 3D com protetor: (g) vista frontal e (h) vista lateral.....	64
Figura 40: Imagens do topograma lateral de TC de coluna cervical no Alderson feminino: (a) sem protetor e (b) com protetor. Imagens de cortes axiais: (c) sem protetor e (d) com protetor. Imagens de reconstrução 3D com protetor: (e) vista frontal e (f) vista lateral. .	65
Figura 41: Imagens do topograma lateral de TC de crânio no Hamley masculino: (a) sem protetor, (b) com protetor e (c) cabeça inclinada. Imagens de cortes axiais: (d) sem	

protetor, (e) com protetor e (f) cabeça inclinada. Imagens em reconstrução 3D com protetor: (g) vista frontal e (h) vista lateral.....	66
Figura 42: Imagens do topograma lateral de TC de coluna cervical no Hamley masculino: (a) sem protetor e (b) com protetor. Imagens de cortes axiais: (c) sem protetor e (d) com protetor. Imagens em reconstrução 3D com o protetor: (e) vista frontal e (f) vista lateral.	67
Figura 43: Filmes radiocrômicos: (a) não irradiado e (b) irradiado.	71
Figura 44: Imagem do filme radiocrômico: canal vermelho (a) e com inversão (b).....	71
Figura 45: Seleção do ROI na imagem de corte axial da fatia de número 3 em varredura de crânio com protetor no Hamley masculino.....	73
Figura 46: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical do objeto Alderson masculino em T1.	76
Figura 47: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical do objeto Alderson masculino em T2.	78
Figura 48: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical do objeto Alderson feminino em T1.	80
Figura 49: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical do objeto Hamley masculino em T3.	82
Figura 50: Valores de doses absorvida em T1 e T2 com o objeto simulador Alderson masculino.....	83
Figura 51: Valores de doses absorvida em T1 com os objetos simuladores Alderson masculino e feminino.....	85
Figura 52: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio do objeto Alderson masculino em T1.....	93
Figura 53: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio do objeto Alderson masculino em T2.....	96
Figura 54: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio do objeto Alderson feminino em T1.....	99
Figura 55: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio do objeto Hamley masculino em T3.....	102
Figura 56: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T1 e T2 do objeto Alderson masculino.....	103
Figura 57: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T1 com os objetos simuladores Alderson masculino e feminino.....	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Protocolo básico de TC de crânio.....	24
Tabela 2: Protocolo básico de TC de coluna cervical.	26
Tabela 3: Os fatores de ponderação w_T para os tecidos ou órgãos.....	50
Tabela 4: Características dos tomógrafos utilizados.	55
Tabela 5: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de crânio nos tomógrafos T1 e T2 com o uso do objeto simulador Alderson Rando masculino.....	68
Tabela 6: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de coluna cervical nos tomógrafos T1 e T2 com o uso do objeto simulador Alderson Rando masculino.	68
Tabela 7: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de crânio no tomógrafo T1 com o uso do objeto simulador Alderson Rando feminino.....	69
Tabela 8: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de coluna cervical no tomógrafo T1 com o uso do objeto simulador Alderson Rando feminino.....	69
Tabela 9: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de crânio no tomógrafo T3 com o uso do objeto simulador Hamley Atom masculino.	70
Tabela 10: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de coluna cervical no tomógrafo T3 com o uso do objeto simulador Hamley Atom masculino.	70
Tabela 11: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical em T1 do objeto Alderson masculino.....	74
Tabela 12: Dose absorvida em varreduras de coluna cervical em T2 do objeto Alderson masculino.....	77
Tabela 13: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical em T1 do objeto Alderson feminino.....	79
Tabela 14: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical em T3 do objeto Hamley masculino.....	81
Tabela 15: Taxas de ruído em varreduras de TC de coluna cervical com os objetos simuladores Alderson masculino e feminino e Hamley masculino.....	86
Tabela 16: Doses absorvidas encontradas na literatura para varredura de TC de coluna cervical.....	88
Tabela 17: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T1 do objeto Alderson masculino.....	91

Tabela 18: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T2 do objeto Alderson masculino.....	94
Tabela 19: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T1 do objeto Alderson feminino.....	97
Tabela 20: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T3 do objeto Hamley masculino.....	100
Tabela 21: Taxas de ruídos em varreduras de TC de crânio nos objetos simuladores Alderson masculino e feminino e Hamley masculino.....	106
Tabela 22: Doses absorvidas encontradas na literatura para varredura de TC de crânio.	107

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM – *American Association of Physicists in Medicine*

AVC – Acidente Vascular Cerebral

BG – *Background*

CDTN – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

CENEB- Centro de Engenharia Biomédica

CEFET-MG – Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais

CNEN- Comissão Nacional de Energia Nuclear

DICOM - *Digital Imaging Communications*

DLP – *Dose Length Product*

DP – Desvio Padrão

EMI – *Electric and Musical Industries*

IEC – *International Electrotechnical Commission*

Kerma- *Kinetic Energy per Unit of Mass*

kV – Quilovolts

mA – Miliamperes

MDCT – *Multi Detector Computed Tomography*

NIST – *National Institute of Standards and Technology*

OECD - *Organisation for Economic Co-operation and Development*

Pixel - *Picture Element*

PMMA – Polimetilmetacrilato

RGB – *Red, Green and Blue*

ROI – Região de Interesse

SDCT – *Single Detector Computed Tomography*

TC – Tomografia Computadorizada

TSH – Hormônio Estimulante da Tireoide

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

UH – Unidades Hounsfield

Voxel – *Volume Element*

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
1.1 Objetivo Principal.....	20
1.2 Objetivos Específicos	20
1.3 Organização do Trabalho.....	20
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	21
2.1 Revisão da Anatomia de Cabeça e Pescoço	21
2.1.1 A Tireoide e o Globo Ocular	22
2.1.2 Tomografia Computadorizada de Crânio	24
2.1.3 Tomografia Computadorizada de Coluna Cervical	25
2.2 História da Tomografia Computadorizada	27
2.3 Os Aparelhos de Tomografia Computadorizada	28
2.4 A Evolução dos Aparelhos de Tomografia Computadorizada	30
2.4.1 Aparelhos Helicoidais.....	31
2.4.2 Aparelhos Multicorte	32
2.5 Principais Componentes dos Tomógrafos de Raios X	34
2.5.1 Gantry	34
2.5.2 Tubo de Raios X.....	36
2.5.3 Gerador de Alta Tensão	37
2.5.4 Detectores	37
2.5.5 Filtros.....	40
2.5.6 Colimadores.....	42
2.5.7 Sistema Computacional	43
2.6 Parâmetros de Controle em Tomografia Computadorizada	43
2.6.1 A Colimação do Feixe	43
2.6.2 A Corrente de Alimentação do Tubo de Raios X.....	44
2.6.3 A Alta Tensão de Alimentação do Tubo de Raios X	46
2.6.4 O Tempo de Varredura	46
2.6.5 O Pitch	46
2.7 Dosimetria	47
2.7.1 Kerma	48
2.7.2 Dose Absorvida (D).....	48
2.7.3 Dose Equivalente (HT).....	49
2.7.4 Dose Efetiva (E)	49
2.8 Qualidade da Imagem na TC	50
2.8.1 Resolução Espacial	50
2.8.2 Resolução de Contraste	51
2.8.3 Ruído	51
2.9 Objetos Simuladores.....	52
2.10 Filmes Radiocrômicos	53

2.11	Blindagem de Bismuto	54
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	55
3.1	Tomógrafos.....	55
3.2	Objetos Simuladores.....	55
3.3	A blindagem de Bismuto	57
3.4	Posicionamento dos Objetos Simuladores.....	58
3.5	Protocolos das Varreduras de TC	67
3.6	Dosimetria com o uso de Filmes Radiocrômicos	70
3.7	Análise de Ruído nas Imagens de TC.....	72
4.	Resultados e Discussões: Varreduras de Coluna Cervical	74
4.1	Objeto Simulador Alderson Rando Masculino.....	74
4.2	Objeto Simulador Alderson Rando Feminino	78
4.3	Objeto Simulador Hamley Atom Masculino	81
4.4	Comparação do Tomógrafo T1 e T2	83
4.5	Comparação dos objetos Alderson Masculino e Feminino	84
4.6	Análise do Ruído das Imagens de Varreduras de Pescoço	86
4.7	Comparação com os Dados da Literatura.....	87
4.8	Conclusão do Capítulo	89
5.	Resultados e Discussões: Varreduras de Crânio	90
5.1	Objeto Simulador Alderson Rando Masculino.....	90
5.2	Objeto Simulador Alderson Rando Feminino	96
5.3	Objeto Simulador Hamley Atom Masculino	99
5.4	Comparação do Tomógrafo T1 e T2	102
5.5	Comparação do Objeto Simulador Masculino e Feminino	104
5.6	Análise do Ruído das Imagens de Varreduras de Cabeça	105
5.7	Comparação com os Dados da Literatura.....	106
5.8	Conclusão do Capítulo	108
6.	Conclusão	109
	REFERÊNCIAS	110

1. INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada (TC) foi introduzida em 1972 e desde então seu aprimoramento tecnológico tem aumentado suas aplicações diagnósticas. Inicialmente o tempo de varredura era longo e a posterior reconstrução da imagem podia demorar alguns minutos (MOURÃO *et al.*, 2016). Com o desenvolvimento tecnológico, a TC teve a incorporação de anéis deslizantes para a transferência de potência elétrica, aumento da capacidade de calor do tubo de raios X, avanços na tecnologia de detectores e evolução dos computadores, que permitem varreduras rápidas com tempos menores que 1 s para aquisição de cortes e reconstruções quase instantâneas das imagens (TACK *et al.*, 2007). Estas melhorias trouxeram benefícios nos exames clínicos, estendendo suas aplicações para novas áreas.

O principal desenvolvimento em tecnologia na TC foi a aquisição de dados em varreduras helicoidais com arcos multidetectores (MDCT), que resulta em maior velocidade e volume de cobertura. O uso de arcos MDCT permite a reconstrução rápida de imagens e visualizações 2D e 3D e pós-processamento. Logo, os tomógrafos mais modernos oferecem ferramentas clínicas de flexibilidade. No entanto, esses benefícios têm seu lado negativo, que é o aumento de dose no paciente e é discutível que o MDCT se tornou um dos principais problemas na proteção radiológica do paciente (TACK *et al.*, 2007; DALMAZO *et al.*, 2010).

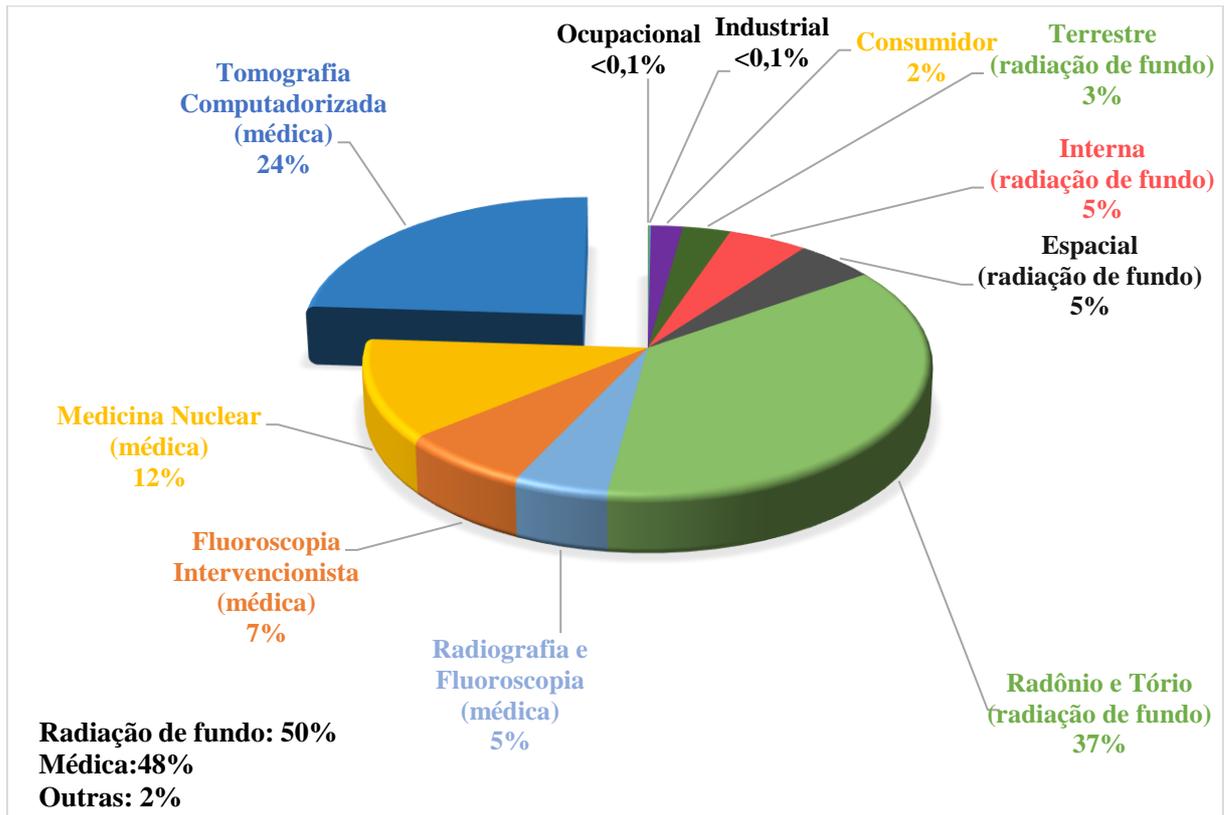
A TC contribui com uma porção bem significativa na dose coletiva total de radiação ionizante fornecida ao público a partir de procedimentos médicos. O Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR) enfatizou que no mundo todo há cerca de 93 milhões de exames de TC realizados anualmente e tem uma estimativa de cerca de 57 exames por grupo de mil pessoas (UNSCEAR, 2000; TACK *et al.*, 2007). Também se estimou que a TC constitui cerca de apenas 5% do número de exames solicitados no mundo e que são responsáveis por cerca de 34% da dose média na população, ou seja, a dose na TC é maior que outras tecnologias que usam raios X (MOURÃO, 2015).

Segundo a *Organisation for Economic Co-operation and Development* (OECD, 2018), o valor estimado de exames de TC nos Estados Unidos para um grupo de mil habitantes foi de aproximadamente 254 exames, realizados em hospitais e clínicas em 2016. No Japão esta estimativa foi de 231 para mil habitantes em 2014, em Portugal foi de 179 para mil habitantes em 2016 e na França foi de 204 para mil habitantes em 2016.

A *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) em 2009 publicou em seu relatório 160 as distribuições percentuais das exposições às radiações da população. Em 2006, na população dos Estados Unidos, a exposição as radiações ionizantes devido a

aplicações médicas foi responsável por 48% da dose efetiva total da população, sendo 24% deste total devido a exames de TC. Os outros 52% são de fontes diferentes como o Radônio com 37%, espacial com 5%, interna com 5% e terrestre 3%. A Figura 1 apresenta a distribuição da dose efetiva populacional dos EUA em 2006.

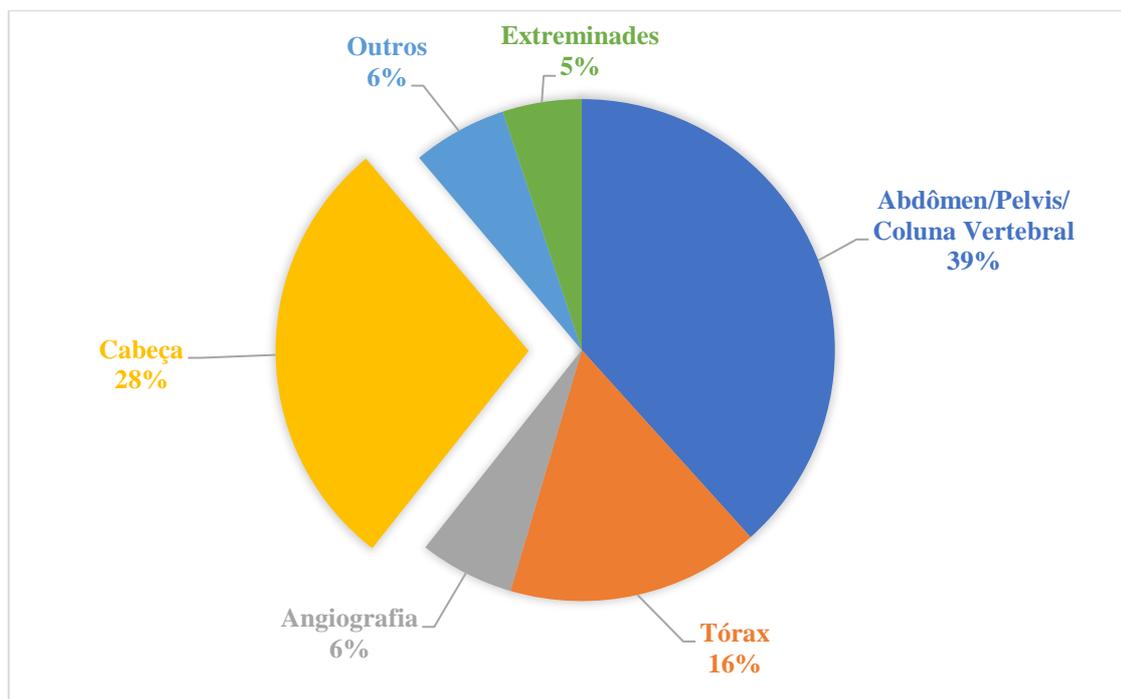
Figura 1: Distribuição da dose efetiva na população dos EUA em diversas categorias de exposição em 2006.



Fonte: Adaptado de NCRP, 2009.

A Figura 2 demonstra o percentual de distribuição de varreduras de TC de várias categorias em 2006 nos EUA, como pode ser observado as varreduras de cabeça representam 28% dos exames efetuados em um total de 67 milhões exames de TC realizados em hospitais e clínicas (NCRP, 2009).

Figura 2: Frequência de realização de exames de TC nos EUA em 2006.



Fonte: Adaptado de NCRP, 2009.

A redução de dose nos pacientes submetidos a TC é uma preocupação mundial. As doses recebidas devem ser tão baixas quanto possível de acordo com o propósito do diagnóstico pretendido pelo princípio *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA).

A otimização da exposição à radiação tem que ser 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), em 2010 fez recomendações a respeito de se usar métodos para redução de dose em varreduras de TC como modulação da corrente do tubo, redução da corrente do tubo, reconstruções interativas, protetores de radiação, etc.

O uso de blindagem de bismuto para órgãos específicos em exames de TC foi introduzido na década de 90. Desde então, estas blindagens têm sido utilizadas em alguns países para proteger órgãos como olhos, tireoide e mamas da radiação em exames de TC. No Brasil ainda não é utilizado a blindagem de bismuto. Portanto, neste estudo será avaliado a redução de dose absorvida do paciente em varreduras de TC de cabeça e pescoço, utilizando a blindagem de bismuto e é feita uma proposição de varredura com o uso de técnica de posicionamento com a cabeça inclinada.

1.1 Objetivo Principal

Verificar as doses absorvidas em correspondência anatômica do cristalino, tireoide, medula espinhal, faringe, hipófise, mamas, glândulas salivares e parótidas, em varreduras de tomografia computadorizada de crânio e de coluna cervical, para propor a otimização de protocolos e qualidade das imagens.

1.2 Objetivos Específicos

- Identificar e caracterizar os protocolos de aquisição mais utilizados para as varreduras de crânio e coluna cervical nos equipamentos de multidetectores de tomografia computadorizada;
- Definir método para a medição de dose absorvida em objeto simulador;
- Determinar doses absorvidas em órgãos radiosensíveis para a região da cabeça e pescoço;
- Avaliar as implicações do uso de protetores de bismuto para a região dos olhos e do pescoço visando a redução de dose nos cristalinos e na tireoide em varreduras de TC de coluna cervical e crânio;
- Propor a varredura de cabeça com o posicionamento da cabeça inclinada, verificando a qualidade de imagem e a redução de dose absorvida;
- Comparar os resultados de doses absorvidas com parâmetros levantados em literatura recente.

1.3 Organização do Trabalho

O desenvolvimento do trabalho está distribuído em seis capítulos incluindo introdução e conclusão. No capítulo 2 é feita uma revisão da anatomia da região da cabeça e pescoço, a evolução dos equipamentos de TC, as principais características dos aparelhos, os parâmetros de controle e qualidade da imagem em TC, os objetos simuladores antropomórficos e os protetores de bismuto. O capítulo 3 apresenta os equipamentos de TC usados, os protocolos do experimento e o método de medição de dose absorvida utilizando filmes radiocrômicos. Por fim o capítulo 4 e 5 abordam a variação da dose nos órgãos selecionados para este estudo, em varreduras de TC, com o uso de blindagem de bismuto e uma proposta de posicionamento do paciente com a cabeça inclinada em varreduras de TC de crânio.

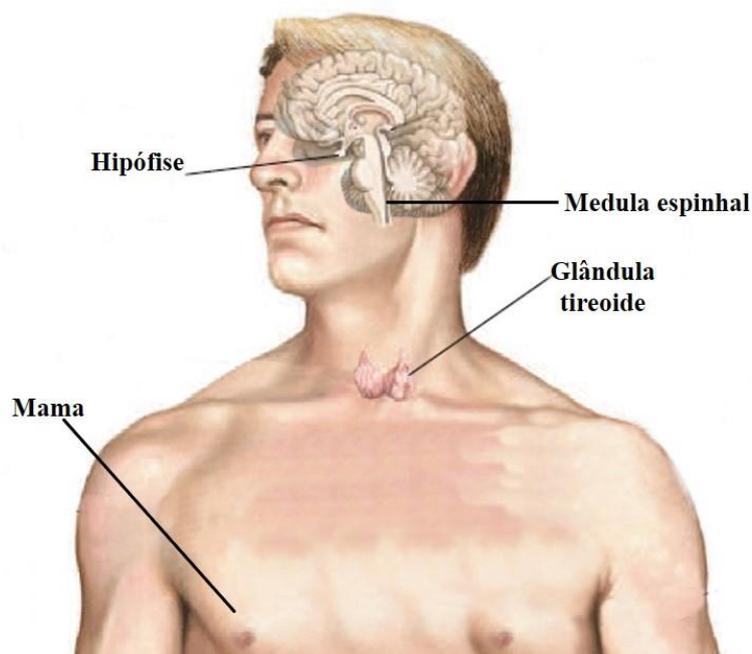
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Revisão da 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 inferiores (FATTINI e DANGELO, 2010).

A cabeça é composta por uma série de compartimentos, os quais são formados por ossos e partes moles. Estas cavidades são denominadas de crânio, orelhas, órbitas, cavidades nasais e cavidade oral. A cavidade do crânio é o maior compartimento e contém o encéfalo e suas membranas associadas. Nas 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 Figura 3, apresenta uma imagem frontal de cabeça e pescoço com a identificação das posições de alguns órgãos que serão avaliados neste estudo, como a hipófise, a medula espinhal, a glândula tireoide e as mamas.

Figura 3: Imagem frontal da região da cabeça e do pescoço.

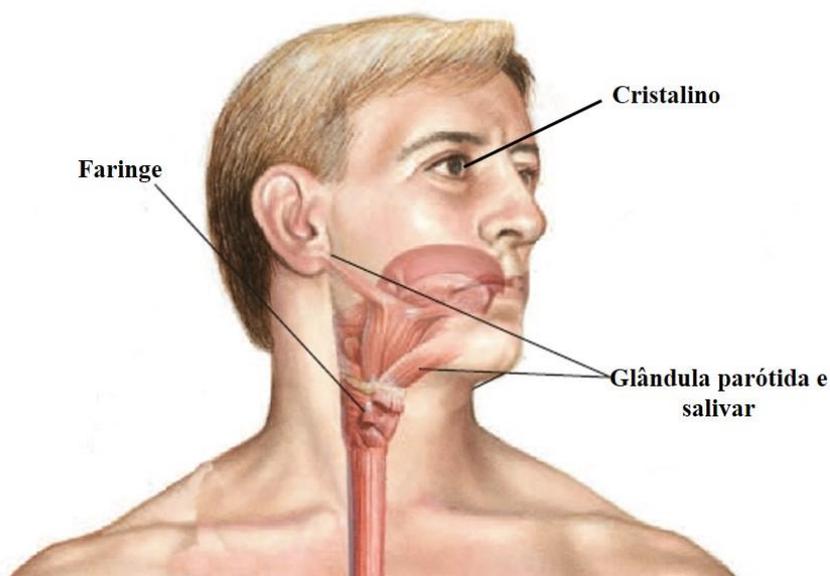


Fonte: NETTER, 2008.

O pescoço é formado por sete vértebras cervicais que fazem a ligação do tronco com a cabeça. É também constituído por músculos que permitem a movimentação da cabeça. Seu

interior é composto por estruturas importantes como laringe, traqueia, esôfago, glândula tireoide, osso hioide, cartilagem tireoidiana, vértebras cervicais e medula espinhal. A imagem da Fig. 4 é uma vista lateral direita da região da cabeça com a identificação de alguns órgãos que foram avaliados neste estudo.

Figura 4: Imagem lateral da região da cabeça.



Fonte: NETTER, 2008.

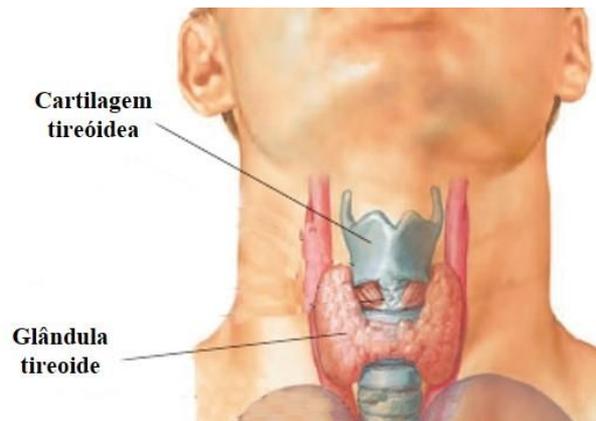
2.1.1 A Tireoide e o Globo Ocular

Nos exames de Tomografia Computadorizada (TC) de crânio, o cristalino e a tireoide são geralmente incluídos na zona de varredura do exame, mas raramente estes órgãos são os de interesse do exame. Assim como, na varredura de um exame de TC de coluna cervical a tireoide é irradiada. A irradiação do pescoço pode causar hipotireoidismo e câncer na tiroide, principalmente em pacientes jovens e crianças. Já a irradiação do cristalino pode causar opacidade ou ocasionar o aparecimento de cataratas radioinduzidas que ocorrem no polo posterior da lente (BUSHONG, 2010; SIMÕES, 2013).

A glândula tireoide consiste em dois lobos de tecido endócrino unidos ao meio por uma parte estreita da glândula, o istmo, que lhe dá a aparência de uma gravata borboleta. Está localizada junto à traqueia, logo abaixo da laringe. Sua localização é de fácil acesso pois é fácil ver e palpar a cartilagem tireoidea que se projeta superiormente a ela. A glândula tireoide produz dois hormônios que têm iodo derivado do aminoácido tirosina: o tetra-iodotironina (T4, ou tiroxina) e tri-iodotironina (T3), que são hormônios controlados principalmente pelo

hormônio estimulante da tireoide (TSH) que é secretado pela hipófise anterior. A tireoide também secreta o hormônio peptídico calcitonina, que é muito importante para o metabolismo do cálcio (HARTWIG, 2008; SHERWOOD, 2011). A anatomia da glândula tireoide e seus órgãos envolventes é ilustrada na Figura 5.

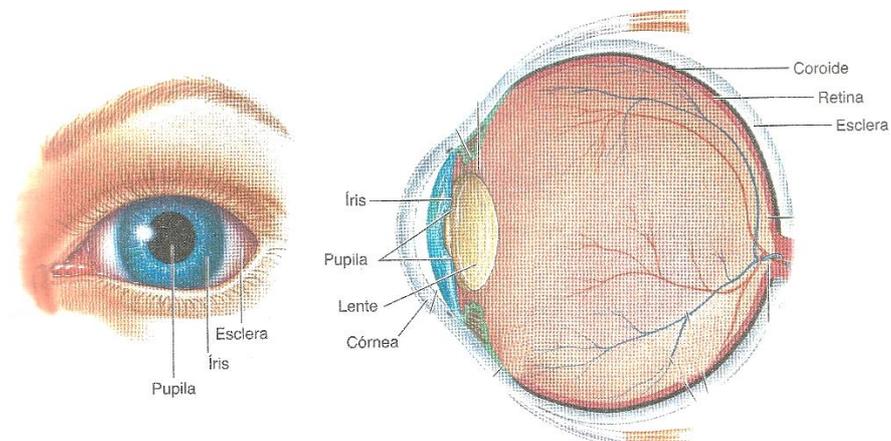
Figura 5: Ilustração da anatomia da glândula tireoide.



Fonte: NETTER, 2008.

Os globos oculares são abrigados pelos soquetes ósseos no qual estão posicionados. Cada olho é uma estrutura esférica repleta de fluidos, envolvidos por três camadas. Da parte mais externa até a mais interna, elas são: a córnea/esclera, coróide/corpo ciliar/íris e a retina. A maior parte do globo ocular é recoberta por uma camada externa rígida de tecido conectivo que se chama esclera, que forma a parte branca visível do olho (SHERWOOD, 2011). Na Figura 6 é apresentada a estrutura anatômica do olho em uma vista frontal e em um corte lateral.

Figura 6: Ilustração da anatomia do globo ocular em vista frontal e em corte lateral.



Fonte: SHERWOOD, 2011.

2.1.2 Tomografia Computadorizada de Crânio

As varreduras de TC de cabeça obtêm 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, 2015). Suas principais aplicações são para:

- Detectar sangramento em lesões de cérebro e fraturas de crânio, em casos de trauma;
- Detectar coágulo ou sangramento cerebral em pacientes com sintomas agudos de Acidente Vascular Cerebral (AVC);
- Detectar AVC através da utilização da TC de perfusão;
- Avaliar a extensão de danos nos ossos e tecidos moles em traumas faciais;
- Detectar sangramentos em pacientes com dor de cabeça súbita devido a ruptura de aneurisma cerebral;
- Auxiliar no planejamento radioterápico.

As varreduras de TC de crânio 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 multi-cortes é mostrado na Tabela 1, onde pode-se observar a distância de varredura de 150 mm em varreduras de crânio.

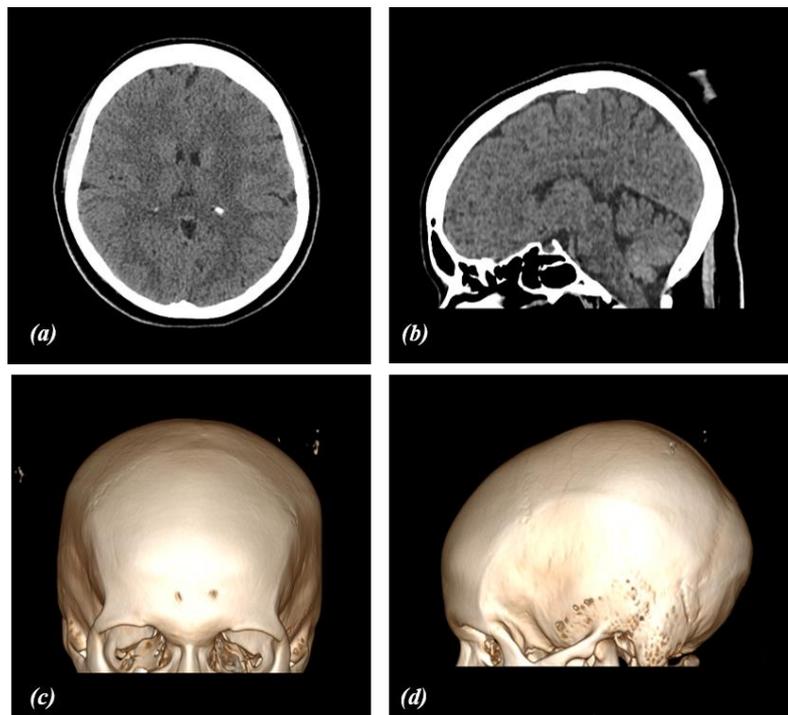
Tabela 1: Protocolo básico de TC de crânio.

Tensão (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Pitch	Distância (mm)	Espessura do Feixe (mm)	Reconstrução (mm)
120	250	0.8	1	150	40	2.5

Fonte: Adaptado de MOURÃO, 2015.

A Figura 7 mostra imagens de uma TC de crânio em corte axial, sagital e reconstruções 3D das estruturas ósseas, em vista anterior e lateral esquerda.

Figura 7: Imagens de TC de crânio: (a) corte axial, (b) corte sagital, (c) vista anterior em 3D e (d) vista lateral em 3D.



Fonte: Acervo do autor.

2.1.3 Tomografia Computadorizada de Coluna Cervical

A varredura de coluna cervical de TC obtém informações detalhadas sobre fraturas, avaliação da extensão dos arcos posteriores, doença degenerativa da coluna, fragmentos ósseos no interior do canal vertebral e o grau de compressão da medula espinhal. Também determina medidas anormais na distância interpedicular dos processos espinhosos e de alinhamento. É importante também na avaliação pré-operatória para ter medidas dos parafusos e em controle pós-operatórios de pacientes quando foi aplicado material metálico de osteossíntese (LYRA, 2015).

Nas varreduras de TC de coluna cervical seu limite é do forame magno até o início da primeira vértebra torácica, abrangendo as sete vertebra cervicais e os discos intervertebrais. Os pacientes devem ser posicionados em decúbito dorsal. Um protocolo básico utilizado em aparelhos multicortes é mostrado na Tabela 2, onde se observa que a distância da varredura de coluna cervical é de 200 mm.

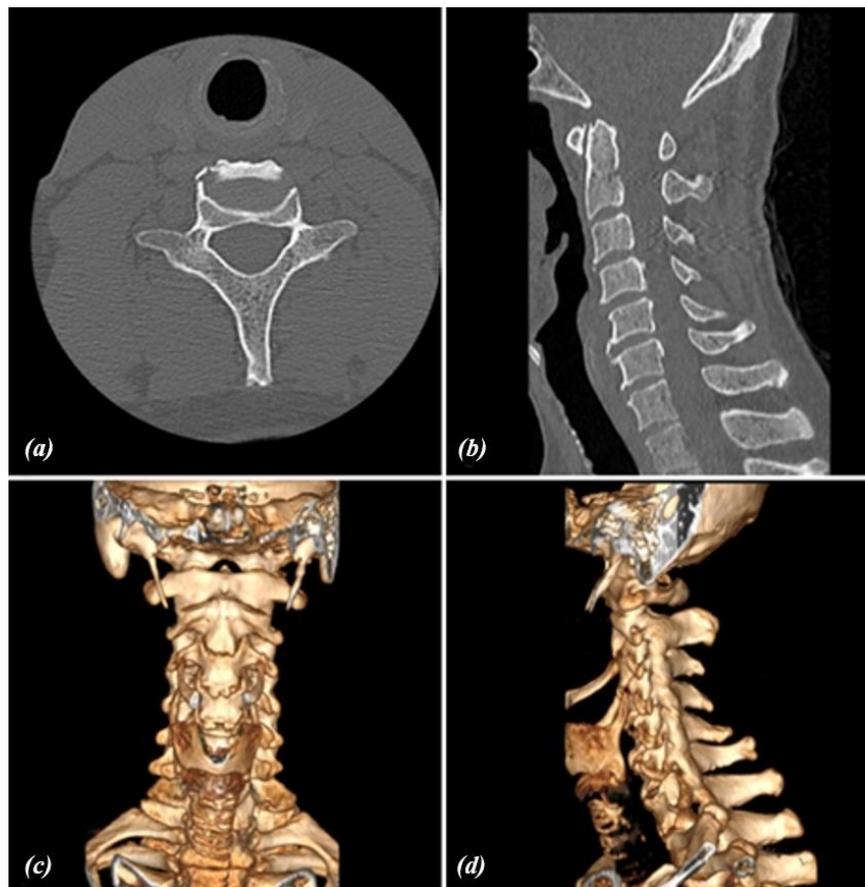
Tabela 2: Protocolo básico de TC de coluna cervical.

Tensão (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Pitch	Distância (mm)	Espessura do Feixe (mm)	Reconstrução (mm)
120	100	0,5	1,5	200	24	1

Fonte: MOURÃO, 2015.

A Figura 8, mostra imagens de uma TC de coluna cervical em corte axial, sagital e reconstruções 3D das estruturas ósseas em vista anterior e lateral esquerda.

Figura 8: Imagens de TC de coluna cervical: (a) corte axial, (b) corte sagital, (c) vista anterior em 3D e (d) vista lateral em 3D.



Fonte: Acervo do autor.

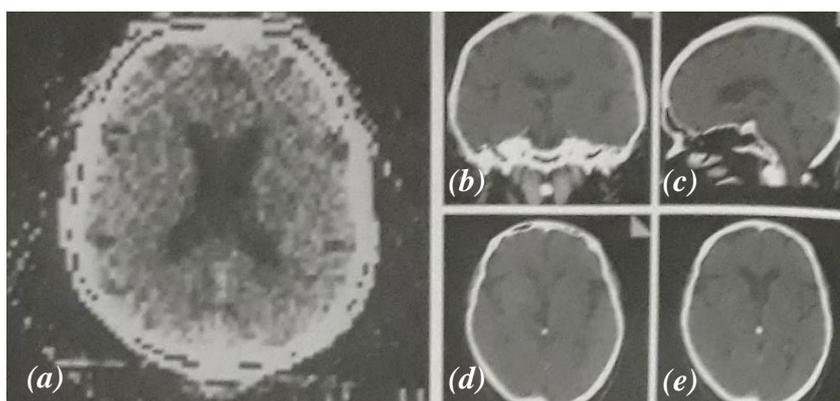
2.2 História da Tomografia Computadorizada

Em 1895, o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen descobriu os raios-X através de seus estudos sobre os raios catódicos. Esta descoberta de Roentgen fez um enorme sucesso na medicina, porque permitia, pela primeira vez, obter imagens do interior do corpo humano.

Em 1972, o engenheiro da empresa *Electric and Musical Industries* (EMI), Godfrey Hounsfield, apresentou o primeiro aparelho médico comercial de Tomografia Computadorizada (TC) em conjunto com o físico Allan MacLeod Cormack, que trabalhou na teoria de reconstrução das imagens. A TC tinha forma de um scanner de cabeça com apenas um tubo de raio X convencional e um sistema de detectores de dupla fileira, movendo-se em torno do paciente (REISER, 2011).

A primeira TC de imagem diagnóstica foi de um crânio que demonstrava o tecido cerebral em um corte axial (Fig. 9). A obtenção de cada corte individual tinha um tempo de varredura de aproximadamente 5 minutos (MUDRY, 2000). A qualidade da imagem era baixa, mas para aquela época foi a maior revolução para o diagnóstico médico. Em 1979, Hounsfield e Cormack, receberam o prêmio Nobel de Medicina, pela invenção da tomografia computadorizada.

Figura 9: Imagem de corte transversal de um cérebro no ano de 1971 (a) e o cérebro inteiro com cortes sagital (b), coronal (c) e transversal (d, e) no ano de 2007.



Fonte: Reiser, 2011.

A apresentação da primeira TC de crânio foi bem sucedida e levou à instalação de mais sistemas de demonstração em Londres, Manchester e Glasgow, no Reino Unido, e na Mayo Clinic no Hospital Geral de Massachusetts, nos Estados Unidos. O primeiro exame clínico nos EUA foi realizado na Mayo Clinic em 1973.

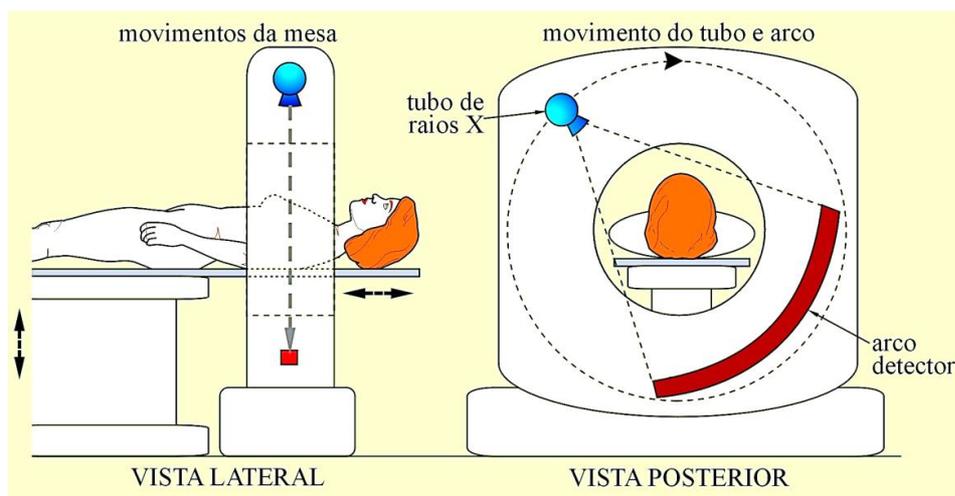
No Brasil o primeiro tomógrafo foi instalado em 1977, no Hospital da Real e Benemérita Sociedade Portuguesa de Beneficência em São Paulo. E em seguida no Rio de Janeiro na Santa Casa da Misericórdia (SANTOS, 2009).

A sofisticação técnica dos aparelhos de TC aumentou rapidamente e, até hoje, continua evoluindo, com novas aplicações diagnósticas, materiais, dispositivos e softwares, sendo pesquisados e desenvolvidos. Imagens de tomografia computadorizada são reconstruídas a partir de um grande número de medidas de transmissão do feixe de raios X através do paciente (chamados de dados de projeção). As imagens resultantes são como "mapas" tomográficos do coeficiente de atenuação linear dos tecidos atravessados pelos raios X (MUDRY, 2000).

2.3 Os Aparelhos de Tomografia Computadorizada

O aparelho de tomografia computadorizada utiliza 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 direções oposta à da fonte de radiação como pode ser observado na Figura 10 (MOURÃO, 2015).

Figura 10: Ilustração esquemática do posicionamento de paciente em aparelho de tomografia computadorizada: vista lateral e posterior.

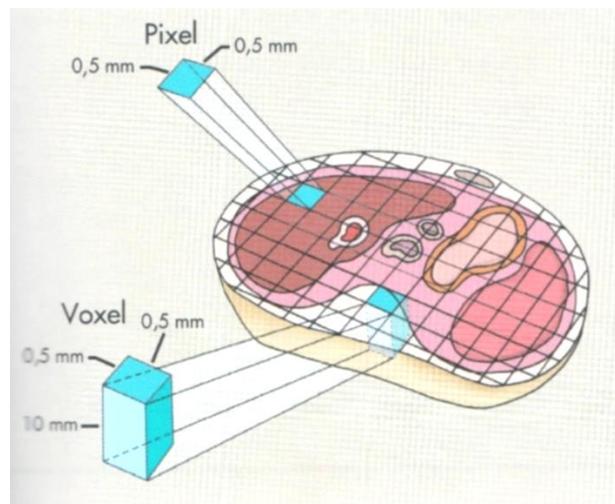


Fonte: MOURÃO, 2015.

A formação das imagens ocorre quando o feixe de radiação atravessa um determinado objeto sofre atenuações, e assim sua energia restante é recebida pelos detectores que transformam os fótons transmitidos em sinal digital por conversão do sistema de computação, dispondo das imagens na tela da estação de trabalho (SANTOS, 2009).

A imagem mostrada na tela do computador é uma representação bidimensional de um corte tomográfico, que é de fato uma fatia tridimensional (OLIVEIRA, 2011). A imagem da TC consiste em várias células, a qual cada uma é associada a um número e demonstrada com uma densidade óptica ou nível de brilho no monitor. Os sistemas atuais oferecem matrizes de imagem com 512x512 ou 1024 x 1024 pixels, resultando em um mínimo de 262.144 células de informações. Cada célula de informação é um pixel (*Picture element*), que é uma unidade bidimensional de um volume de tecido correspondente e a informação numérica contida em cada pixel é um número de TC, medido em Unidade Hounsfield (UH). Um pixel é uma representação gráfica de um ou mais elementos de volume do tecido, 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, 2017; BUSHONG, 2010). A Figura 11 demonstra uma ilustração de um corte tomográfico mostrando o pixel e voxel.

Figura 11: Ilustração de cada célula numa matriz de imagem de uma TC que é uma representação bidimensional (pixel) de um volume de tecido (voxel).



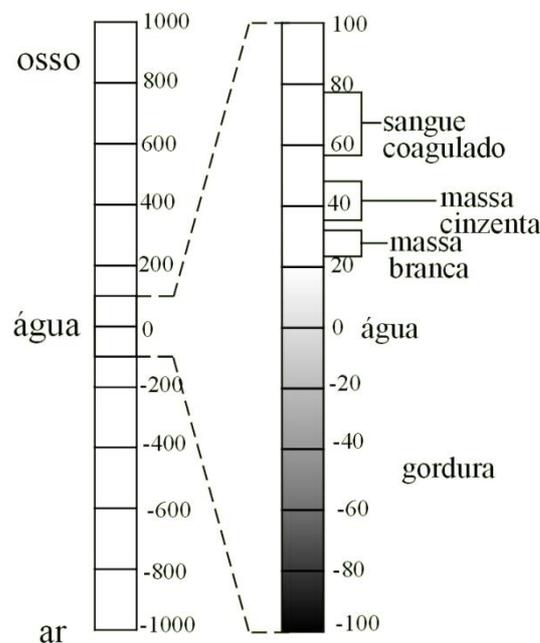
Fonte: BUSHONG, 2010.

A escala que representa numericamente a absorção promovida por cada voxel é denominada escala de Hounsfield e seus valores são definidos em relação à atenuação da água, de acordo com a Equação 1:

$$Hx = 1000 \cdot \frac{\mu_x - \mu_{(H_2O)}}{\mu_{(H_2O)}} \quad (1)$$

onde: H_x é o valor de atenuação na escala Hounsfield do voxel x , μ_x é o coeficiente de atenuação linear do voxel x e o $\mu_{(H_2O)}$ é o coeficiente de atenuação linear da água. A água tem o valor de zero (0) na escala Hounsfield e o ar vale menos mil (-1000) (MOURÃO, 2015). 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 Figura 12 ilustra a conversão da escala Hounsfield em escala de cinzas para geração de contraste na região de tecidos moles.

Figura 12: Escala de Hounsfield e de cinzas para os tecidos moles.



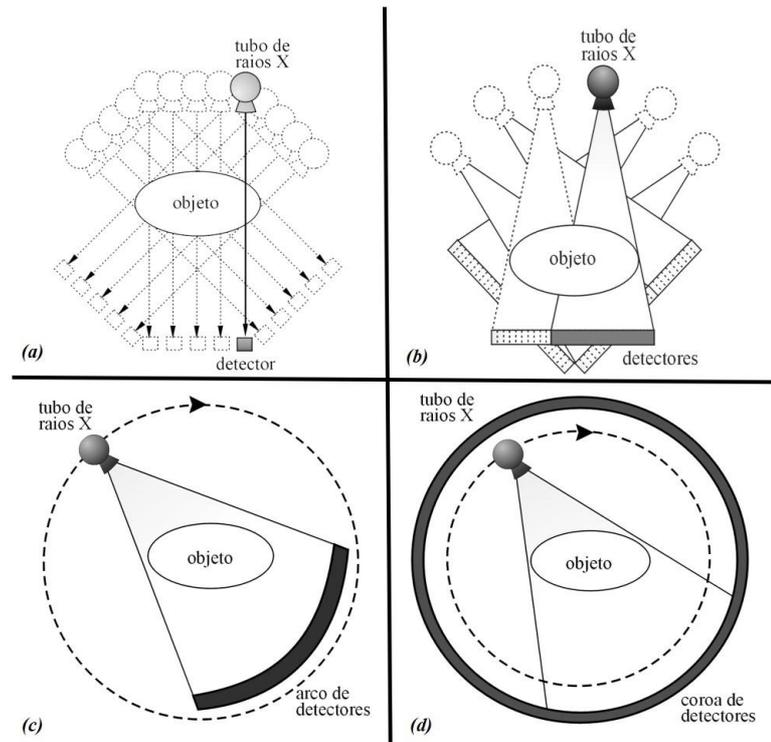
Fonte: MOURÃO, 2015.

2.4 A Evolução dos Aparelhos de Tomografia Computadorizada

Desde da introdução do primeiro protótipo de tomógrafo para uso em radiodiagnóstico apresentado por Hounsfield, houve um crescente desenvolvimento tecnológico destes aparelhos. Esta evolução permitiu a otimização do processo de aquisição de imagens de corte axial. Sendo assim, uma aquisição de um único corte demorava minutos, hoje a aquisição de um conjunto completo de imagens pode ser feita em segundos (JUNIOR, 2012; MOURÃO, 2009). A seguir é demonstrado a descrição do modelo padrão que representa cada geração que marcou a evolução dos aparelhos de tomografia computadorizada.

Na Figura 13 ilustra as quatro gerações da TC. A primeira geração era composta por um tubo de raios X com o feixe do tipo *pencil beam* e um único detector de radiação em posição oposta. Na segunda geração os tomógrafos eram compostos por um tubo de raios X que emitia um feixe delgado em forma de leque (*pencil fan beam*), que atingia um conjunto de aproximadamente 30 detectores alinhados em uma reta. A terceira geração é formada por um arco móvel posicionado após o objeto, mecanicamente conectado com o tubo de raios X com feixe em forma de leque, que realiza um movimento constante de rotação de 360° em torno do paciente. A quarta geração surge um anel de detectores fixo que cobre os 360° ao redor do paciente e somente o tubo de raios X gira 360° em torno do paciente, emitindo um feixe contínuo e delgado em forma de leque.

Figura 13: As gerações dos tomógrafos: (a) 1º geração, (b) 2º geração, (c) 3º geração e (d) 4º geração.



Fonte: Adaptado de MOURÃO, 2015.

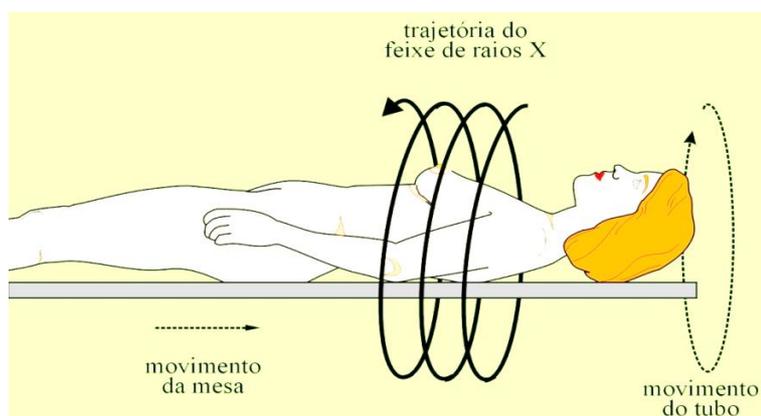
2.4.1 Aparelhos Helicoidais

Aparelhos de TC até a quarta geração são equipamentos convencionais que geram a imagem de cada corte em um procedimento distinto (aquisição axial). Com a necessidade de exames com tempo de varredura menores, e particularmente por imagens volumétricas de boa

qualidade e de rápida reconstrução, surgiram os aparelhos helicoidais de TC, também chamados de aparelhos espirais de TC.

Nos equipamentos helicoidais a aquisição de dados ocorre enquanto a mesa se movimenta continuamente. Como resultado da combinação do movimento entre a rotação do tubo-detecores e do movimento da mesa, o feixe de raios X forma uma trajetória helicoidal ao redor do paciente como é demonstrado na Figura 14.

Figura 14: Ilustração da trajetória do feixe de raios X na TC helicoidal.



Fonte: MOURÃO, 2015.

Este 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, 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. Outro parâmetro para se considerar é a velocidade do movimento da mesa em relação a rotação do tubo (RAMOS, 2011).

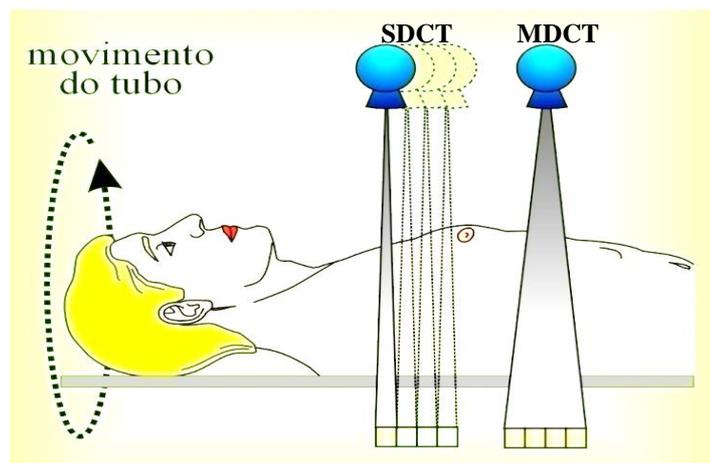
2.4.2 Aparelhos Multicorte

A tomografia computadorizada 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 e seu feixe em leque menos delgado, que atinge todas as fileiras de detectores (ALONSO, 2016).

A tecnologia do arco detector com apenas uma fileira de detectores é nomeada *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 nomeada *Multi Detector Computed Tomography* (MDCT) e realiza a aquisição de dados de mais de um corte simultaneamente por 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 Figura 15, no qual o sistema multidetector permite a aquisição de quatro cortes por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente (MOURÃO, 2015).

Figura 15: Sistema de aquisição de dados de corte único e multicortes.



Fonte: Adaptado de MOURÃO, 2015.

Em teoria, o tempo que leva uma TC multicorte com 4 canais de detectores a efetuar um exame é de 4 vezes menor que em um mesmo exame realizado em um tomógrafo *helicoidal* de corte único. Na prática a TC multicorte consegue ser 2 a 3 vezes 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).

Com um número menor de paradas que a mesa tem que fazer para completar a varredura de um órgão, o processo de aquisição é bem mais rápido com a utilização da tecnologia MDCT. Os primeiros tomógrafos helicoidais concorriam com os aparelhos de MDCT, porque sua tecnologia era a mesma utilizada pelos aparelhos convencionais de TC. Em contrapartida, os aparelhos helicoidais precisaram de uma série de adaptações e desenvolvimento de algo-

ritmos especiais para gerar imagens de corte anatômico de uma aquisição volumétrica. 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, 2015).

Os modernos equipamentos de TC multicorte permitem realizar a maioria dos exames com uma confiabilidade muito alta. Um exemplo, é a Angiografia coronária, que pode ser feita facilmente e de forma não invasiva, com TC de 64 canais, com tempos de varreduras menores que 10 segundos, com resultados diagnósticos satisfatórios (CÁS, 2011). E hoje já se pode realizar exames em tomógrafos com até 320 canais.

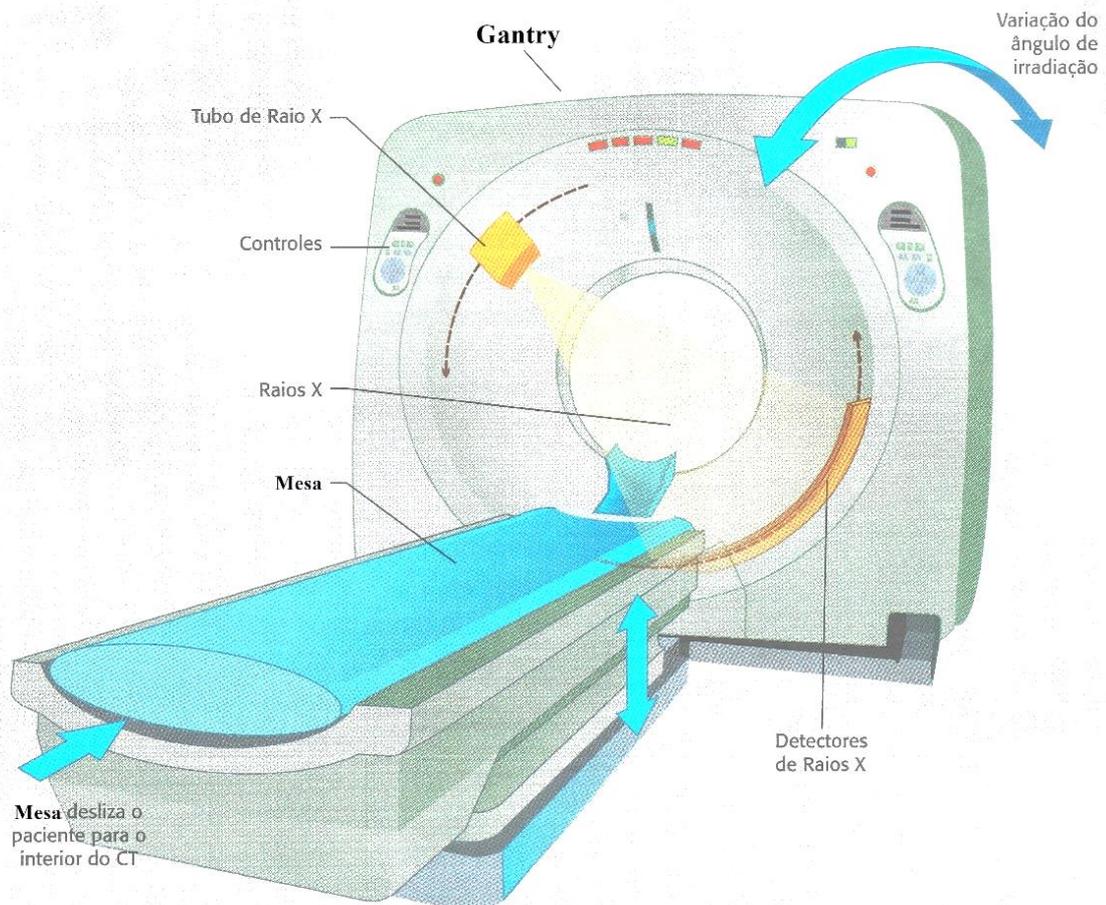
2.5 Principais Componentes dos Tomógrafos de Raios X

O desenvolvimento de um sistema de TC depende de seus componentes como *gantry*, tubo de raios X, gerador de alta tensão, detectores e sua eletrônica, filtros, colimadores e o sistema de computador para reconstrução e manipulação da imagem (REISER, 2011).

2.5.1 Gantry

O *gantry* é a estrutura principal do equipamento de TC. É um dispositivo em forma de anel que dentro dele está instalado o tubo gerador de raios X, os detectores, colimadores de feixe, conversor analógico digital, a mesa de suporte do paciente e o suporte mecânico de cada um desses (Fig. 16). Além disso, todos os comandos para movimento da mesa do paciente e a angulação do *gantry* quando existentes estão incorporados nele (RAMOS, 2011).

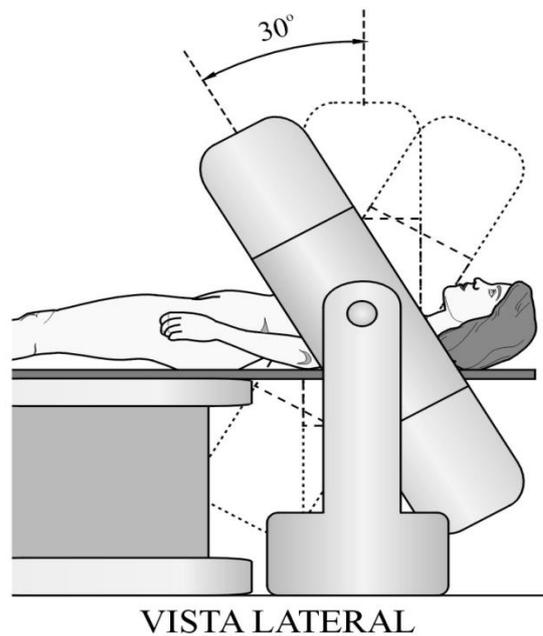
Figura 16: Componentes do *gantry*.



Fonte: Adaptado de RAMOS, 2011.

O *gantry* tem uma abertura circular com diâmetro tipicamente de 60 cm a 90 cm em que o paciente depois de posicionado na mesa, é introduzido e centralizado na linha de passagem do feixe de raios X emitido pelo tubo, com o auxílio de lâmpadas de posicionamento. O *gantry* também pode ser inclinado para frente ou para trás com uma variação típica de $+30^\circ$ e -30° em relação ao eixo vertical como pode ser observado na Figura 17.

Figura 17: Ilustração da inclinação do *gantry* de vista lateral.



Fonte: MOURÃO, 2015.

2.5.2 Tubo de Raios X

O tubo de raios X de TC produz fótons de raio X que permite gerar as imagens. Esses tubos demandam muito mais potência que os tubos usados em radiografias e fluoroscopia, e conseqüentemente, eles são mais caros. É comum ter que trocar o tubo de raios X a cada 9 a 12 meses nos tomógrafos (BUSHBERG, 2012).

Os tubos de raios X para TC têm anodos feitos de uma base de grafite com uma pista de tungstênio-rênio, que possibilita movimentos giratórios com rotações acima de 10.000 rpm. Possuem um invólucro metálico, que torna possível a produção de vácuo, sustenta o cátodo, o anodo e proporciona um meio isolador entre os potenciais do tubo (CIERNIAK, 2011). A área do foco físico sobre o alvo do anodo varia entre 0,5 mm e 1,7 mm para a maioria dos tubos. O feixe produzido é policromático (com fótons de energia variável), já que a maioria dos fótons gerados é por *bremstrahlung*, numa faixa de energia que varia de 30 keV a 140 keV (MOURÃO, 2015).

O contínuo trabalho dos tubos de raios X de TC por um tempo maior, geram e acumulam muito mais calor, necessitando de um sistema de refrigeração que utilize líquido refrige-

rante com circulação forçada, e mais um sistema de radiador para transferência do calor retirado para o meio externo.

2.5.3 Gerador de Alta Tensão

O gerador de alta tensão é pequeno e se localiza no interior da estrutura do *gantry*. Produz a tensão na faixa dos quilovolts em corrente contínua para alimentar o tubo de raios X. A maioria dos tubos de TC trabalha com tensões entre 80 e 140 kV (ROMANS, 2011).

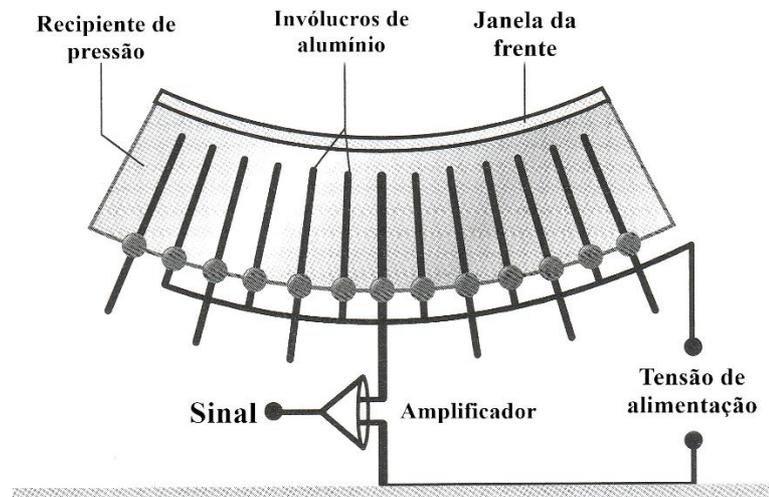
2.5.4 Detectores

Os detectores de radiação captam a radiação que ultrapassa o paciente, transformando essa informação em um sinal elétrico, que depois de digitalizado, pode ser reconhecido pelo computador. A quantidade de detectores varia de acordo com o modelo e fabricante dos equipamentos de TC, e o número de detectores influencia diretamente a qualidade da imagem (MOURÃO, 2015).

Os detectores podem ser do tipo gasoso ou sólido, e devem apresentar uma alta eficiência geométrica, quântica e de conversão de sinal. Também, têm que ter maior estabilidade com pouca sensibilidade à variação da temperatura que ocorre no interior do *gantry*. A eficiência de detecção pode variar de 45 a 85% de acordo com o tipo de detector utilizado (ALMEIDA, 2016).

Na TC utiliza-se detectores de câmara de ionização e de estado sólido. Nos detectores a gás se utilizam o gás xenônio, a radiação incide no detector que gera pares de íons que são acelerados e amplificados pela parte elétrica, e depois são coletados os dados (Fig. 18). Sua desvantagem é que tem que ser mantido sobre pressão em um invólucro de alumínio que acaba filtrando os feixes de raios X e sua eficiência de detecção é de apenas 45%. Apesar de sua baixa eficiência, este tipo de detector é mais barato e tem boa estabilidade (MOURÃO, 2015; ROMANS, 2011).

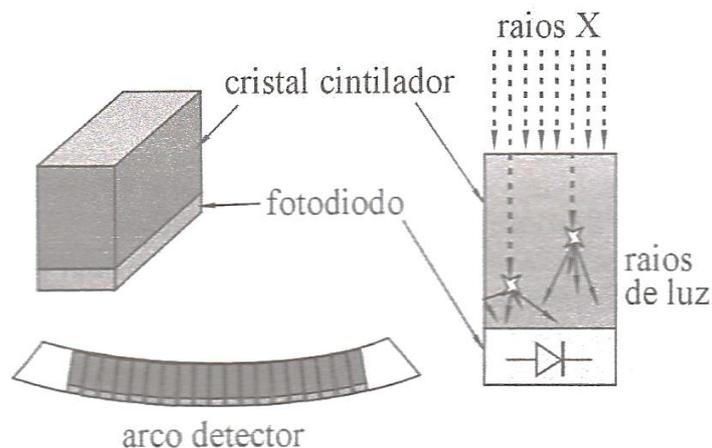
Figura 18: Estrutura do detector de gás de xenônio.



Fonte: Adaptado de ROMANS, 2011.

Os detectores de estado sólido são compostos de um cintilador conectado firmemente a um fotodetector que consiste de um fotodiodo. O cintilador emite luz visível quando é atingido pelos raios X e a luz emitida pelo cintilador atinge o fotodetector que converte a luz em um sinal elétrico com intensidade proporcional (Fig. 19). Os cintiladores de detectores sólidos utilizados na TC dependem do fabricante, mas geralmente se utiliza o CdWO_4 (tungstato de cádmio), ítrio e o gadolínio cerâmico. Sua eficiência de detecção varia entre 65% e 85% (BUSHBERG, 2012; RAMOS, 2011).

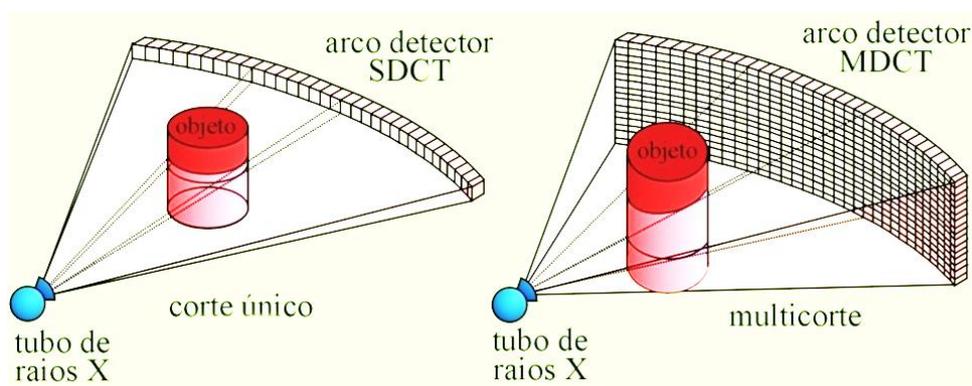
Figura 19: Ilustração de um detector de estado sólido.



Fonte: MOURÃO, 2015.

Os arcos de detectores dos tomógrafos podem ser de corte único ou multicortes. O arco de corte único (SDCT) tem a espessura do feixe igual à espessura de corte, e o tomógrafo gera um único corte por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente. Já o arco multidetector (MDCT) permite a geração de vários cortes simultâneos por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente (MOURÃO, 2015). A Figura 20 apresenta os dois arcos detectores.

Figura 20: Arcos de detectores de corte único e multicorte.

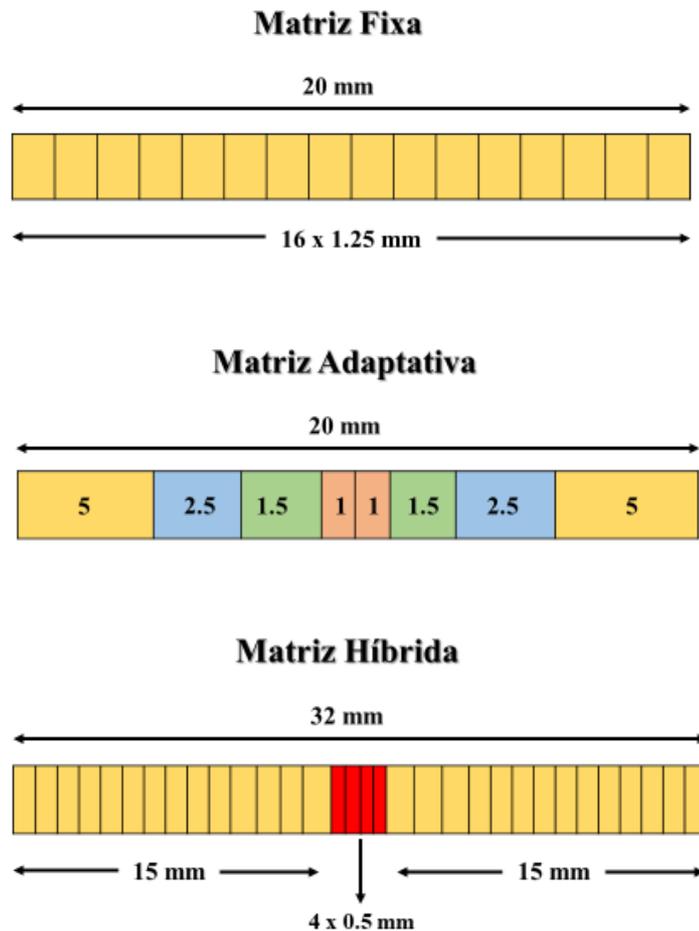


Fonte: MOURÃO, 2015.

Os arcos multidetectores (MDCT) possuem mais de uma fileira de detectores no arco e mais de um detector por canal. Existe uma grande variação nessas associações. Geralmente o número real de fileira de detectores é superior ao número de fileiras de detectores ativos, o que permite um ajuste conveniente na colimação do protocolo que se quer utilizar. Isto ocorre pelo fato de se poder somar os sinais de detectores sobrepostos (MEDEIROS, 2009; SIMÕES, 2013).

Os detectores são divididos em três tipos de configuração, de matriz fixa, de matriz adaptativa e de matriz híbrida, como mostrado na Figura 21. Os detectores de matriz fixa possuem os elementos de detectores de mesmas dimensões e permitem a aquisição de um número maior de cortes por rotação do tubo de raios X. Nos detectores de matriz adaptativa os elementos de detectores aumentam em comprimento com a distância ao longo do eixo perpendicular do plano axial a partir do centro e nos dois sentidos. Os detectores de matriz híbrida possuem elementos iguais com a exceção de alguns elementos centrais que possuem dimensões menores.

Figura 21: Organização dos detectores em linha para os três tipos de configuração.



Fonte: Acervo do autor.

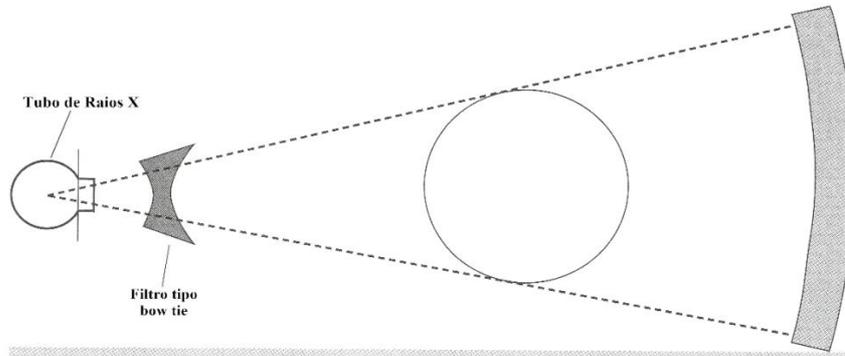
2.5.5 Filtros

Os filtros podem ser do tipo plano ou tipo *bow tie* (gravata borboleta). Os filtros planos podem ser de alumínio com 3 mm de espessura ou de cobre com 0,1 a 0,4 mm de espessura, que aumentam a energia média dos fótons que compõem o feixe polienergético gerado pelo tubo de raios X (ALMEIDA, 2016).

Os filtros do tipo *bow tie* estão posicionados entre o tubo de raios X e o paciente (Fig. 22). Este filtro tem um formato geométrico, mais espesso nas extremidades do que na região central, para compensar o formato cilíndrico do corpo humano. Isso permite que as regiões centrais do corpo, mais espessas, recebam uma parcela de feixe mais intenso que as regiões periféricas, tornando o fluxo de radiação mais uniforme ao atingir o detector. Ademais, o feixe fica mais penetrante e reduz a dose no paciente, porque os fótons de baixa energia que se-

riam absorvidos pelo paciente são eliminados antes de serem direcionados ao paciente (RAMOS, 2011).

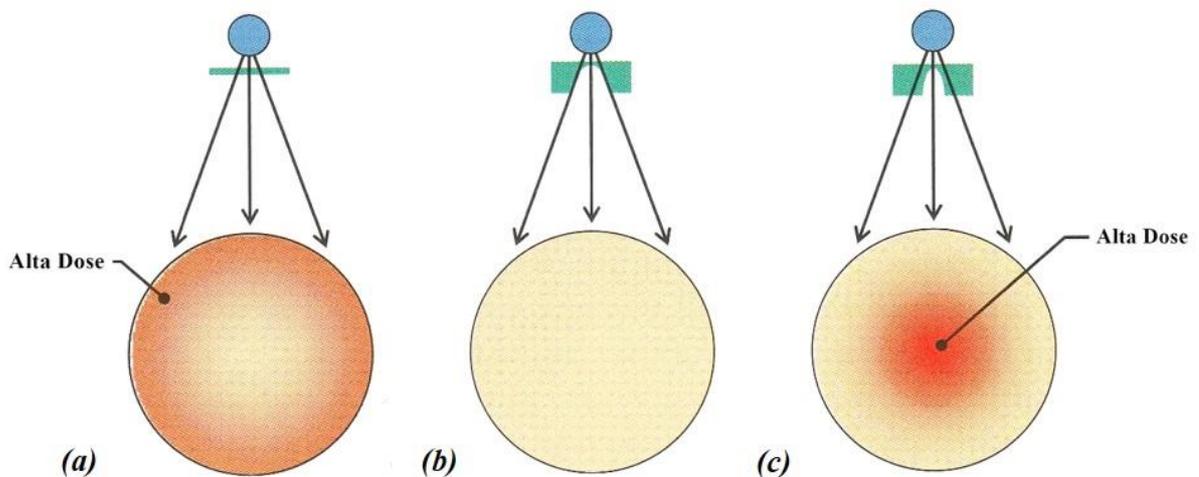
Figura 22: Atenuação do feixe de raios X com o uso do filtro tipo *bow tie*.



Fonte: Adaptado de ROMANS, 2011.

Quando não se utiliza um filtro na TC os níveis de dose são mais altos na periferia do paciente como pode ser observado na Figura 23 (a). Com a utilização do filtro tipo *bow tie* do tamanho ideal, a atenuação da espessura do paciente é compensada, produzindo uma dose homogênea no paciente na Figura 23 (b). Se o filtro *bow tie* feito para partes pequenas é usado para partes grandes (exemplo: usar o filtro *bow tie* de cabeça para fazer um exame de corpo), a dose vai concentrar no centro, resultando em altas doses na parte central do paciente na Figura 23 (c) (BUSHBERG, 2012).

Figura 23: Ilustração dos filtros de TC: (a) sem filtro, (b) filtro *bow tie* ideal e (c) filtro partes pequenas.

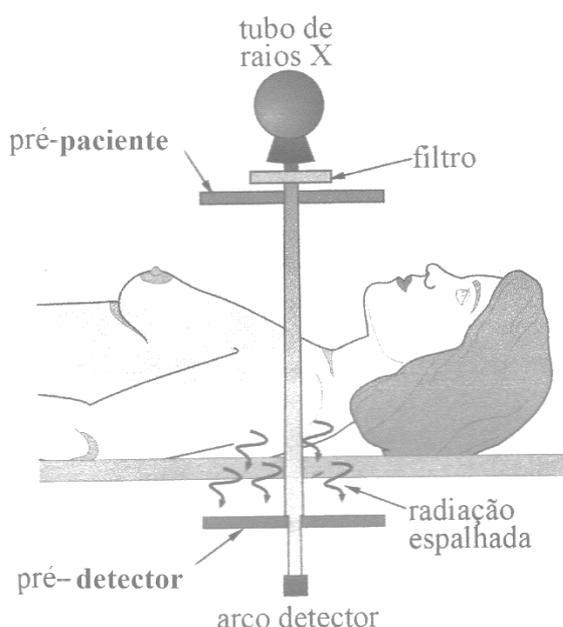


Fonte: Adaptado de BUSHBERG, 2012.

2.5.6 Colimadores

A colimação do feixe é apropriada para reduzir a dose do paciente e restringir o volume de tecido irradiado, gerando uma melhora do contraste da imagem por limitar a radiação espalhada. No MDCT, geralmente são utilizados dois colimadores que se chamam pré-paciente e pré-detector como pode ser observado na Figura 24.

Figura 24: Ilustração da colimação do feixe de raios X.



Fonte: Adaptado de MOURÃO, 2015.

O colimador pré-paciente fica no cabeçote do tubo de raios X ou adjacente a ele. Esse colimador define a espessura do feixe emitido pelo tubo de raios X e o feixe é filtrado para retirar fótons de baixa energia que não contribuem para imagem e aumenta a dose de radiação do paciente (BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015). Em sistemas de MDCT, a espessura do feixe é influenciada também pela configuração do detector. Os tomógrafos têm várias opções para espessura do feixe desde de 0,5 a 10mm (ROMANS, 2011).

O colimador pré-detector fica abaixo do paciente e acima do arranjo detectores. Esse colimador restringe a radiação do feixe primário que ultrapassa o paciente, antes de atingir o arco detector, evitando que boa parte da radiação secundária espalhada atinja os detectores, diminuindo assim o ruído que prejudica a qualidade da imagem (MOURÃO, 2015).

2.5.7 Sistema Computacional

As funções do sistema computacional são de geração das imagens tomográficas a partir das informações recebidas dos detectores em forma de sinal elétrico, que passa pelo software específico de algoritmos especiais capazes de obter a imagem digitalizada apresentada em vídeo. Estas imagens são armazenadas e podem ser processadas de acordo com a necessidade do operador. É através do computador que é feita a programação dos exames, parâmetros técnicos e testes de calibração. Este sistema deve possuir uma elevada memória, armazenamento de dados, processador bom e software com recursos de computação gráfica (ALMEIDA, 2016; MOURÃO, 2015).

2.6 Parâmetros de Controle em Tomografia Computadorizada

Vários fatores podem afetar na qualidade da imagem gerada na TC e na dose do paciente. Alguns fatores são reguláveis pelo operador, enquanto outros não, como por exemplo o tamanho do paciente. Entre esses fatores que podem ser regulados pelo operador estão: a colimação do feixe de radiação, a corrente de alimentação do tubo, alta tensão de alimentação catodo-anodo, tempo de varredura e o pitch que serão descritos a seguir.

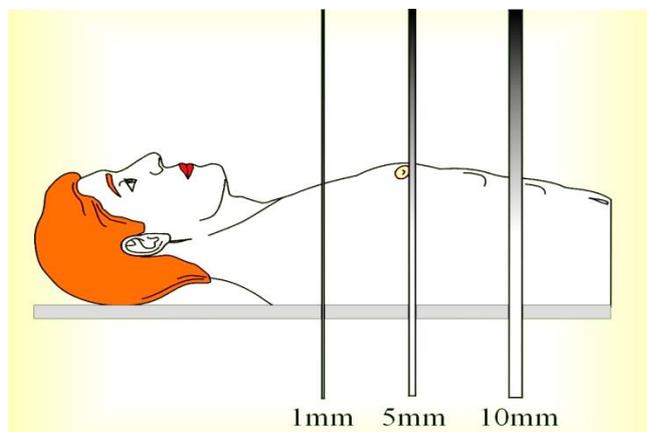
2.6.1 A Colimação do Feixe

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 em sistema SDCT, onde os feixes de radiações atravessam antes de interagir com os detectores e produzir as imagens. Em sistemas MDCT, a espessura é definida por ativação de números de canais (ALMEIDA, 2016).

Os aparelhos de TC modernos permitem uma colimação do feixe de até 0,5 mm, sendo comum escolhas de espessuras de 1 mm, 2 mm, 5 mm e 10 mm. A escolha de uma espessura de feixe maior pode não registrar na imagem uma pequena alteração. Já na escolha de espessura de feixe muito pequena gera um número maior de cortes e de tempo do exame, po-

rém na reconstrução de imagens tridimensionais, feixes pequenos são importantes para a boa qualidade da imagem volumétrica final. A Figura 25 ilustra diferentes espessuras de cortes (MOURÃO, 2009).

Figura 25: Feixes com diferentes colimações.



Fonte: MOURÃO, 2009.

2.6.2 A Corrente de Alimentação do Tubo de Raios X

A corrente elétrica do tubo de raios X, medida em miliamperes (mA), determina a intensidade do feixe de radiação, que é proporcional à intensidade do fluxo de elétrons no interior do tubo de raios X. A formação de feixes de raios X de maior intensidade implica em uma maior rapidez na aquisição de dados. Porém, o tubo de raios X aumenta sua temperatura, produzindo assim, 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 (GÓMEZ, 2017).

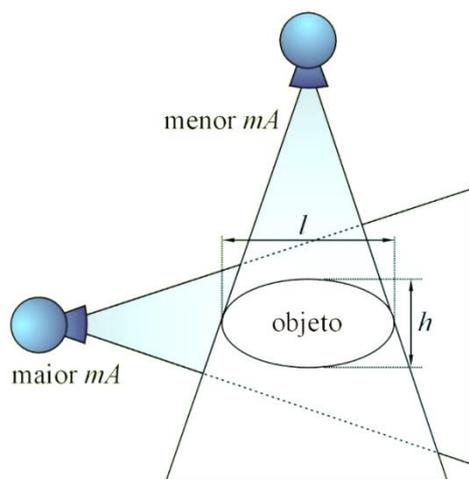
Os tomógrafos usualmente não fornecem o valor preciso da corrente no tubo de raios X e sim o seu fator miliampere vezes segundo (mA.s). Este se refere à corrente do tubo de raios X vezes o tempo de uma volta completa do tubo em torno do paciente. Fisicamente ele pode ser compreendido como a carga elétrica 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, 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 con-

sumida por esses tubos de raios X. Logo, a corrente máxima utilizada nos tubos de raios X para TC variam de 100 a 500 mA (MOURÃO, 2015).

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 (GÓMEZ, 2016). 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 Figura 26 é demonstrado um exemplo de 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, 2015).

Figura 26: Ilustração da variação da corrente mA com a espessura do objeto.



Fonte: MOURÃO, 2015.

Adaptar o valor do mA.s para o tamanho e peso do paciente é um fator importante na diminuição da dose absorvida em 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. Este controle automático reduz de 15% a 40% a dose do paciente (ROMANS, 2011). Além disso, os fabricantes oferecem programas diferenciados para crianças, adultos e pacientes obesos.

2.6.3 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 colidem com o anodo. Um aumento no valor do kV produz fótons X mais energéticos que geram 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, gerando um maior desgaste, aumento da dose de radiação absorvida do paciente e redução do contraste entre tecidos, principalmente os tecidos moles (MOURÃO, 2015).

Na TC os valores de tensão têm uma faixa de variação limitada. Geralmente nos tomógrafos o valor de tensão pode ser variado de 80 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 (ROMANS, 2011).

2.6.4 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, 2015).

2.6.5 O Pitch

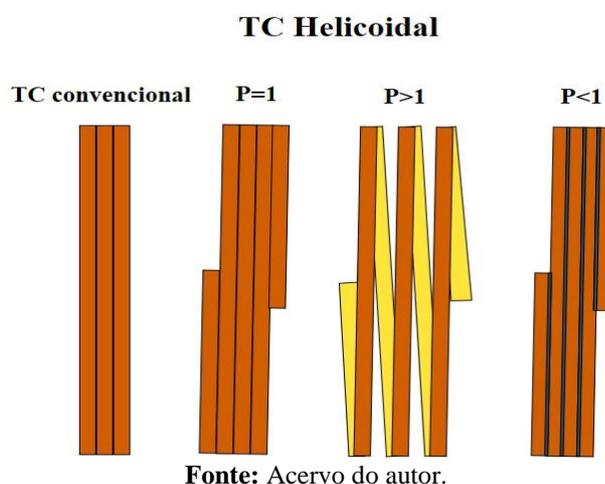
Durante uma aquisição helicoidal o tubo de raios X gira continuamente, enquanto a mesa se move através do gantry. O *pitch* é um parâmetro adimensional que correlaciona o deslocamento da mesa com a espessura do feixe de raios X. Ele é definido como deslocamento da mesa a cada volta do tubo de raios X dividido pela colimação do feixe, conforme é demonstrado na Equação 2:

$$pitch = \frac{d}{h} \quad (2)$$

onde, d é a distância percorrida pela mesa em uma rotação do tubo de raios X de 360° e h é a espessura do feixe.

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° 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 (Fig. 27). Um *pitch* menor que 1 faz com que o avanço da mesa seja menor que a espessura da colimação do feixe, havendo reirradiação de tecidos.

Figura 27: Ilustração da definição do pitch na TC helicoidal.



Os tomógrafos multicortes utilizam múltiplas fileiras de detectores na aquisição de dados. Logo, a espessura do feixe é obtido pela espessura da fatia vezes o número de fatias. O fator do pitch em aparelhos MDTC podem variar de números, como por exemplo, em um equipamento de 4 cortes simultâneos o valor do pitch pode ser de até 8 (IAEA, 2007; MAIA,2005).

2.7 Dosimetria

Para a medição da dose de radiação dos pacientes expostos em exames de TC, é fundamental considerar a geometria e os princípios de aquisição utilizados nesses equipamentos. As referências em dosimetria dos aparelhos de TC já são mundialmente bem estabelecidas desde do ano de 2000 que se recomenda a incorporação de parâmetros medidores de dose

nestes aparelhos (MOURÃO, 2015). A *American Association of Medical Physicists* (AAPM) publicou em seu relatório número 111 várias metodologias para avaliação das doses em exames de TC.

2.7.1 Kerma

O *Kinetic Energy Released per Unit of Mass* (Kerma) é a energia cinética transferida para o meio por unidade de massa e é definida como o quociente entre a energia cinética transferida pelo feixe de fótons incidentes aos elétrons secundários, dE_{tr} , produzidos no interior do volume dV , por unidade de massa do material dm (Eq. 3). A unidade SI do Kerma é dado em $J.kg^{-1}$, denominado Gray (Gy).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{Gy}) \quad (3)$$

A grandeza física do Kerma só é definida quando se faz referência ao material em que está a ocorrer a conversão de energia (SIMÕES, 2013). No caso de ser ar, se chama de kerma no ar e é representado na Equação 4 e sua unidade é dado em $C.kg^{-1}$.

$$X = \left(\frac{dQ}{dm} \right) ar \quad (4)$$

onde, dQ é o valor da carga elétrica total dos íons de um único sinal produzido pelas interações dos fótons incidentes no volume de ar de massa dm .

2.7.2 Dose Absorvida (D)

Segundo a ICRP (2007), em radiologia biológica, radiologia clínica e proteção radiológica, a dose absorvida (D), é a quantidade básica de dose física. É usado para todos os tipos de radiação ionizante e para qualquer geometria de irradiação. A dose absorvida descreve a energia média ($d\epsilon$) depositada pela radiação ionizante, por unidade de massa (dm) (Eq. 5). Sua unidade no Sistema Internacional (S.I.) é $J kg^{-1}$, e é medida em *Gy* ou *rad* ($100 rad = 1 Gy$), sendo o *Gy* a medida mais usada estando a unidade *rad* em desuso (IAEA, 2007).

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (5)$$

A dose absorvida é insuficiente para correlacionar os diferentes tipos de radiação existentes e seus efeitos biológicos, logo, se usa a dose equivalente e a dose efetiva.

2.7.3 Dose Equivalente (H_T)

Representa a dose média absorvida num tecido ou órgão multiplicado pelo respectivo fator de ponderação para a radiação w em estudo de acordo com a Equação 6 (SILVA, 2010).

$$H_T = \sum \omega_R \cdot D_T \quad (6)$$

onde, o ω é o fator de ponderação que varia consoante o tipo de radiação e a sua energia e D_T é a dose no tecido T devido à radiação R . A unidade do S.I. de H_T é o $J.kg^{-1}$ que neste caso é chamado de Sievert (Sv) para indicar que o tipo de radiação já foi considerado.

2.7.4 Dose Efetiva (E)

É a soma ponderada das doses equivalentes e sua unidade do S.I. é dada como Sv. Os diferentes órgãos do corpo humano têm diferentes radios sensibilidades, e, por isso, para se ter em conta o risco total da exposição nos vários órgãos, a IRCP definiu um fator de ponderação para cada tecido T (ICRP, 2007; SILVA, 2010). Os valores usados para este fator estão descritos na Tabela 3. A dose efetiva é calculada pela Equação 7.

$$E = \sum \omega_T \cdot H_T \quad (7)$$

A dose efetiva é a soma das doses equivalentes ponderadas pelo tipo de tecido ou órgão, onde ω é o fator de ponderação do tecido T e traduz a radios sensibilidade para o tecido ou órgão considerado, sabendo que quanto maior o risco do tecido maior é este fator.

Tabela 3: Os fatores de ponderação ω_T para os tecidos ou órgãos.

Órgão ou Tecido	Fator de ponderação ω_T
Gónadas	0,08
Mama	0,10
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Fígado	0,04
Esófago	0,04
Tireoide	0,04
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01
Restantes	0,04

Fonte: ICRP, 2007.

2.8 Qualidade da Imagem na TC

A qualidade da imagem se refere a quão bem a imagem representa o objeto de 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 tem três parâmetros principais que são: resolução espacial, resolução de contraste e ruído.

2.8.1 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, 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 está entre 10 e 20 pares de linhas.mm⁻¹ (BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015).

2.8.2 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 deve ao fato de distribuir a escala de cinzas na região de tecidos moles que tem um baixo contraste entre si de 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 mA, são os que mais influenciam na geração de ruídos (BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015; ROMANS, 2011).

2.8.3 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*; RAMOS, 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. 28). 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 (BUSHBERG, 2012; RAMOS, 2011).

Figura 28: Imagem de simulador para a avaliação do ruído na imagem de TC.



Fonte: RAMOS, 2011.

2.9 Objetos Simuladores

Os objetos simuladores Alderson Rando são utilizados para investigações detalhadas das distribuições de doses. Sua composição é formada por um esqueleto humano natural produzido com material equivalente ao tecido mole, cujas as densidades se baseiam nas medidas do homem padrão da ICRP reporte número 89 (2003). A composição mais comum deste objeto simulador contém gorduras, fluidos, músculos e outros tecidos do corpo humano.

O objeto simulador Hamley Atom masculino faz parte de uma linha completa de objetos simuladores antropomórficos de dosimetria de corte transversal, projetados para investigar a dose de órgãos, a dose efetiva de corpo inteiro, bem como a verificação do fornecimento de doses de radiação terapêuticas. O seu tamanho e referências anatômicas são baseados no padrão da ICRU reporte número 48 (1992).

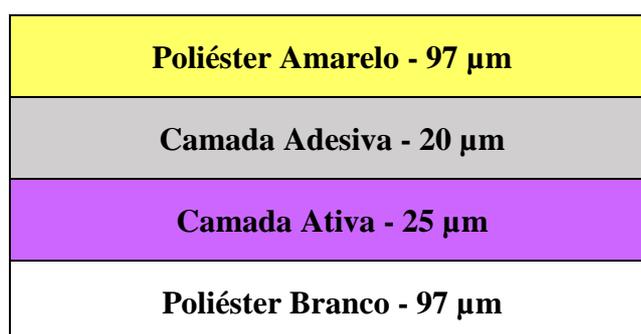
2.10 Filmes Radiocrômicos

Os materiais radiocrômicos podem ser encontrados em diversas formas e mais comum é a de filmes, que são películas compostas por polímeros com um aditivo sensível á radiação ionizante. São feitos de nylon, polivinil, poliestireno e outros tipos de compostos poliméricos que têm uma porcentagem de corante cromóforo cuja cor é intensificada pela radiação. Sua produção tem espessuras que variam desde alguns microns até os milímetros (SILVA, 2000).

A mudança de cor induzida pela radiação não precisa de nenhum tratamento térmico, óptico ou químico e a imagem original é estável a temperaturas de até 60° C, acima dessa temperatura sua cor pode se alterar. A imagem é formada através do processo de polimerização em que a energia é transferida de um fóton ou partícula energética à parte receptiva da molécula do filme, iniciando o escurecimento da cor devido a alterações químicas (AAPM, 1998; ALONSO, 2016).

O filme radiocrômico modelo Gafchromic XR-QA2 é formado por quatro camadas uma de poliéster amarelo, uma camada adesiva sensível a pressão, uma camada ativa e poliéster branco, conforme ilustrado na Figura 29. Os filmes permitem observar mudanças em sua cor com alto contraste devido ao revestimento de poliéster amarelo translúcido. No entanto, ela não afeta as propriedades de absorção espectral na região vermelha, que é o principal canal de cor usado para a análise das imagens digitais desses filmes.

Figura 29: Estrutura do filme radiocrômico modelo XR-QA2.



Fonte: Adaptado de ASHLAND, 2016.

A camada ativa do filme nominalmente consiste em H, C, N, O, Li, Br e Cs. A inclusão de vários elementos de Z elevados, aumenta a sua sensibilidade para diminuir as energias dos raios X devido ao aumento de efeito fotoelétrico, tornando este filme adequado para a dosimetria do paciente em radiologia diagnóstica. A inclusão da camada de filme de poliéster

branco opaco exigiu que a geração da imagem do filme em um *scanner* seja feita em modo de reflexão e em cores (FERNANDES, 2018; GIADDUI, 2012).

O filme radiocrômico XR-QA2 pode ser manuseado em luz ambiente e não requer processamento químico, sendo sensíveis para o registro de doses na faixa de 1 a 200 mGy. Esses filmes podem ser adquiridos em folhas de diferentes tamanhos, permitem uma modificação de cores em alto contraste e resolução de até 5000 dpi.

2.11 Blindagem de Bismuto

O uso da blindagem de bismuto para proteção de órgãos em processos de irradiação foi introduzido pela primeira vez por HOPPER *et al.* em 1997. Protetores de radiação geralmente diminuem a deposição de energia nos tecidos subjacentes atenuando os fótons de baixa energia, reduzindo assim a dose local após a blindagem. A blindagem atenua os fótons quando é colocado entre o feixe primário e o tecido (CORREA *et al.*, 2014; INKOOOM *et al.*, 2016). Várias investigações já foram feitas e estão sendo realizadas sobre o uso de protetores de bismuto para cristalino, tireoide e mamas em pacientes adultos e crianças como forma de reduzir a dose nesses órgãos sensíveis.

Segundo CIARMATORI *et al.* (2016), o fabricante do protetor de bismuto de cristalino garante uma redução de dose de até 50% e estes resultados estão online com dados reportados na literatura. Em geral, os protetores bismuto são viáveis, simples e convenientes de aplicar durante as varreduras clínicas devido à sua localização anatômica superficial. Entretanto, os usuários devem tomar as precauções necessárias para evitar dobras afiadas ou quaisquer grandes aberturas de ar debaixo do escudo radioprotetor que poderia causar artefato de endurecimento do feixe focal na imagem de diagnóstico de interesse (INKOOOM *et al.*, 2016; LAI *et al.*, 2011).

Segundo a AAPM (2012), os protetores de bismuto são fáceis de usar e mostraram reduzir a dose para órgãos radiosensíveis em tomografia computadorizada. No entanto, pode ocasionar a redução da qualidade de imagem e resultados imprevisíveis quando combinados com controle automático de exposição ou aquisições em dupla energia. Existem técnicas alternativas que pode fornecer redução de dose igual ou superior ao uso do protetor bismuto. A AAPM recomenda que estas alternativas à blindagem do bismuto devem ser cuidadosamente consideradas e implementadas quando possível, bem como, o uso de protetor de bismuto. O Hospital de Saúde das Crianças de Atlanta implementou o uso da blindagem de bismuto de tireoide e mamas em todos os pacientes que fazem varreduras de TC (INKOOOM *et al.*, 2016).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo é feita a abordagem sobre os tomógrafos utilizados neste trabalho, assim como suas características. Em seguida será mostrado o posicionamento e as imagens adquiridas dos objetos simuladores nos experimentos, assim como, os protocolos de aquisição utilizados. Depois será apresentada a dosimetria com uso dos filmes radiocrômicos e sua calibração e, por fim, será apresentada a forma utilizada para a análise do ruído das imagens.

3.1 Tomógrafos

Os tomógrafos utilizados para a aquisição das imagens pertencem a três unidades distintas de Belo Horizonte (MG), selecionados através do convênio de pesquisa feito pelo Centro de Engenharia Biomédica (CENEB) do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais (CEFET-MG). Os aparelhos de tomografia computadorizada são todos de tecnologia multicorte.

Os tomógrafos neste estudo foram nomeados de T1, T2 e T3 e suas características estão definidas na Tabela 4, que apresenta os fabricantes, número de canais e largura do gantry de cada um dos aparelhos usados neste trabalho.

Tabela 4: Características dos tomógrafos utilizados.

Tomógrafo	Modelo	Fabricante	Número de Canais	Largura do Gantry
T1	LightSpeed VCT	General Electric	64	70
T2	Bright Speed	General Electric	4	70
T3	Aquilion PRIME	Toshiba	80	78

3.2 Objetos Simuladores

Os experimentos foram feitos para a medição de dose absorvida em alguns órgãos específicos como: cristalinos, tireoide, nasofaringe, glândula salivar, glândula parótida, hipófise, medula espinhal e mamas. As medidas foram realizadas com o uso de objetos simuladores,

antropomórficos e antropométricos, masculino e feminino, modelo *Alderson Rando Phantom*® e com o simulador masculino, modelo *Hamley Atom Dosimetry Phantom*®.

Os simuladores Alderson Rando masculino e feminino apresentam características de “homem padrão” feito de fatias transversais de 2,5cm de espessura cada, sendo 33 fatias na versão masculina e 31 na versão feminina. Cada fatia possui orifícios cilíndricos de 7 mm de diâmetro que são conectados com pinos equivalentes a tecido ósseo, mole ou pulmonar, que são adequados para colocar dosímetros TLD’s e filmes radiocrômicos. O simulador masculino tem 175 cm de altura e pesa 73,5 kg. Já o simulador feminino tem 155 cm de altura e pesa 50 kg. Na Figura 30 é demonstrado um simulador Alderson Rando masculino e feminino posicionados no centro do *gantry*.

Figura 30: Objetos simuladores Alderson Rando® posicionados no *gantry*, masculino (a) e feminino (b).



Fonte: Acervo do autor.

Segundo ALONSO (2016) estes objetos simuladores têm um esqueleto humano envolvido por borracha cujas características químicas e físicas são equivalentes ao tecido mole, composto de 66,8 % de carbono, 8,8 % de hidrogênio, 3,1 % de nitrogênio e 21,1 % de oxigênio, com densidade de 1 g.cm^{-3} . O tecido pulmonar é composto de 5,7% de hidrogênio, 74 % de carbono, 2 % de nitrogênio e 18,1 % de oxigênio, com densidade de $0,32 \text{ g.cm}^{-3}$.

O simulador *Hamley Atom* masculino é um simulador de dosimetria de corte transversal antropomórfico projetado para investigar as doses de órgãos, a dose efetiva de corpo inteiro, bem como a verificação de doses de radiações terapêuticas. O simulador é feito de fatias transversais de 2,5 cm de espessura, sendo 39 fatias na versão masculina. As superfícies seccionais são extremamente planas e lisas e não requerem nenhum revestimento ou tratamento

especial. Isso resulta em interfaces mínimas entre as placas quando vistas em um topograma ou projeção de raios X. O simulador masculino tem 173 cm de altura, peso 73 kg e dimensão de tórax em 23 por 32 cm. Este objeto simulador é todo feito de resinas epóxi, equivalentes aos tecidos que são usadas em todos os aspectos do simulador. Além disso, o tecido ósseo é homogêneo e formulado para representar a idade adequada da composição óssea média. O modelo utilizado neste estudo tem configuração de peças seccionadas sem furos de dosimetria. Tanto o filme radiográfico quanto o radiocrômico podem ser colocados entre duas seções contíguas. Na Figura 31 é apresentado o simulador Hamley Atom masculino posicionado no centro do *gantry*.

Figura 31: Objeto simulador modelo Hamley Atom masculino posicionado no *gantry*.



Fonte: Acervo do autor.

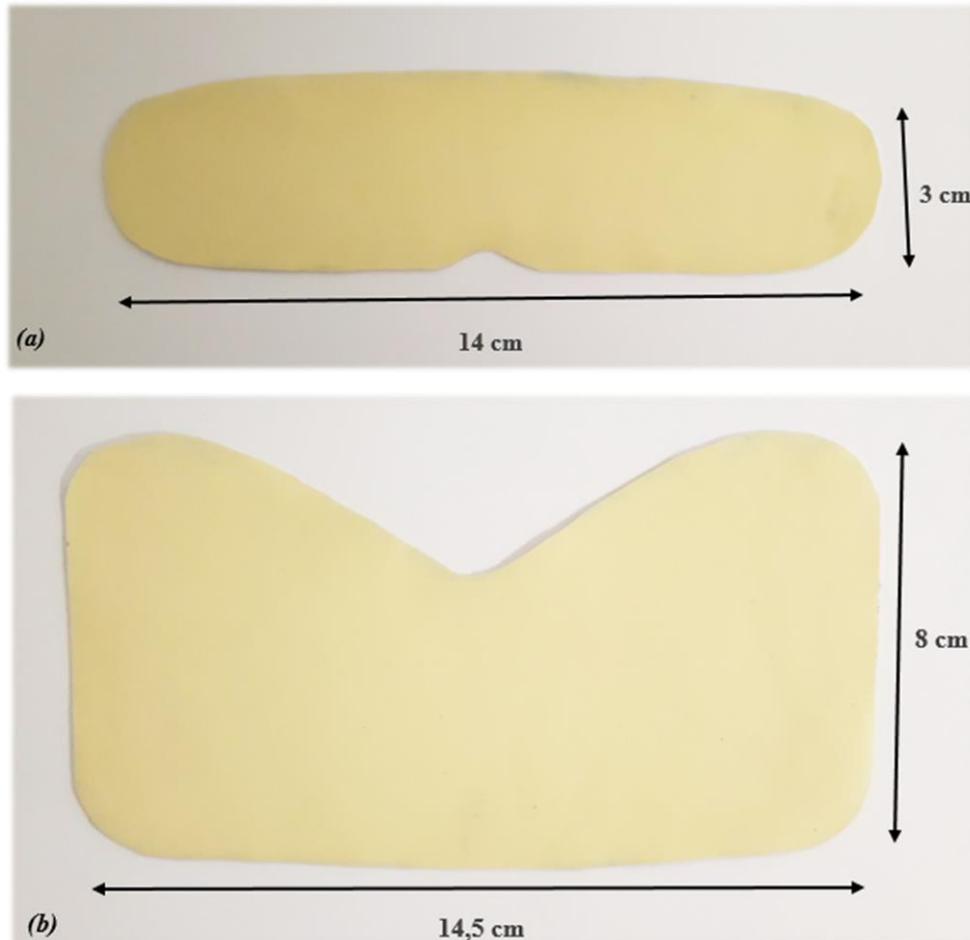
3.3 A blindagem de Bismuto

O protetor de bismuto é um produto maleável e de fácil adaptação ao formato da região de interesse do paciente. É posicionado sobre a região do órgão de interesse com o propósito de reduzir a dose absorvida dos feixes de raios X que incide no sentido ântero-posterior do paciente. Foi utilizado um protetor de tireoide e outro para os olhos.

A blindagem de bismuto é composta de quatro camadas de látex de bismuto radioprotetor, cada camada contém $0,0085 \text{ g.cm}^{-2}$ de bismuto, o que equivale a 0,015 mm de chumbo, que corresponde a uma atenuação de 14% para um feixe de 120 kV. Para este estudo foi confeccionado o protetor de cristalino e tireoide a partir de uma placa de bismuto de 1,0 mm de espessura coberta com borracha maleável, comprada na Universal Medical®. A dimensão

dos protetores são de 14 por 3 cm e 14,5 x 8 cm, para o protetor de cristalino e tireoide, respectivamente. A Figura 32 apresenta em (a) uma imagem do protetor de cristalino e em (b) uma imagem do protetor de tireoide.

Figura 32: Imagem de protetor de bismuto de cristalino (a) e de tireoide (b).



Fonte: Acervo do autor.

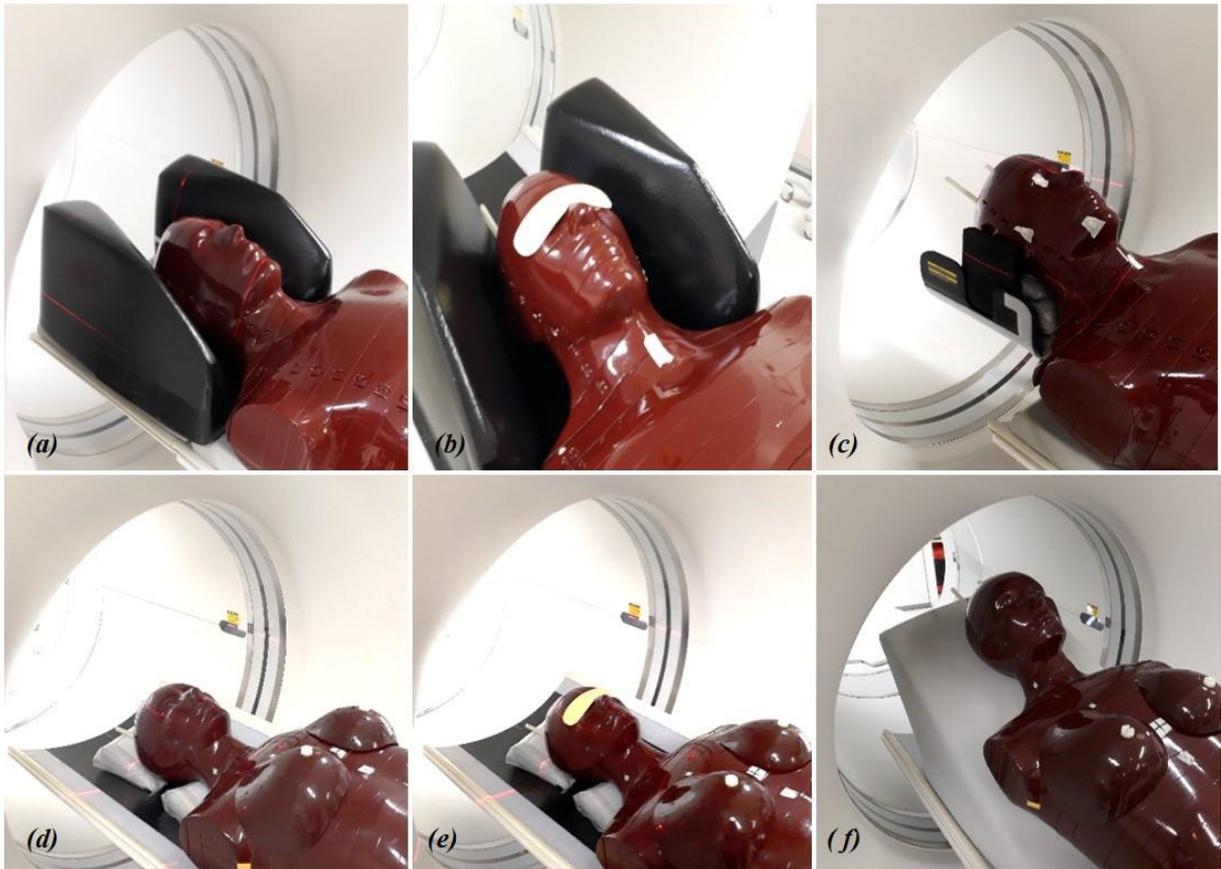
3.4 Posicionamento dos Objetos Simuladores

Os objetos simuladores foram colocados sobre a mesa do tomógrafo e posicionados no isocentro do gantry com o auxílio das linhas de laser do tomógrafo. O gantry em todas as varreduras estava na posição de angulação 0° com a mesa estática.

Na Figura 33 é demonstrado o posicionamento do objeto simulador Alderson Rando modelo masculino e feminino no isocentro do gantry para a aquisição de varredura de TC de crânio sem e com protetor de bismuto de cristalino sobre os olhos, e, com o posicionamento do crânio inclinado a cabeça do paciente deve ser inclinada para frente com o auxílio de al-

gum suporte. O raio central deverá incidir acima das órbitas oculares e o corte inicial vai desta posição até a nuca do paciente.

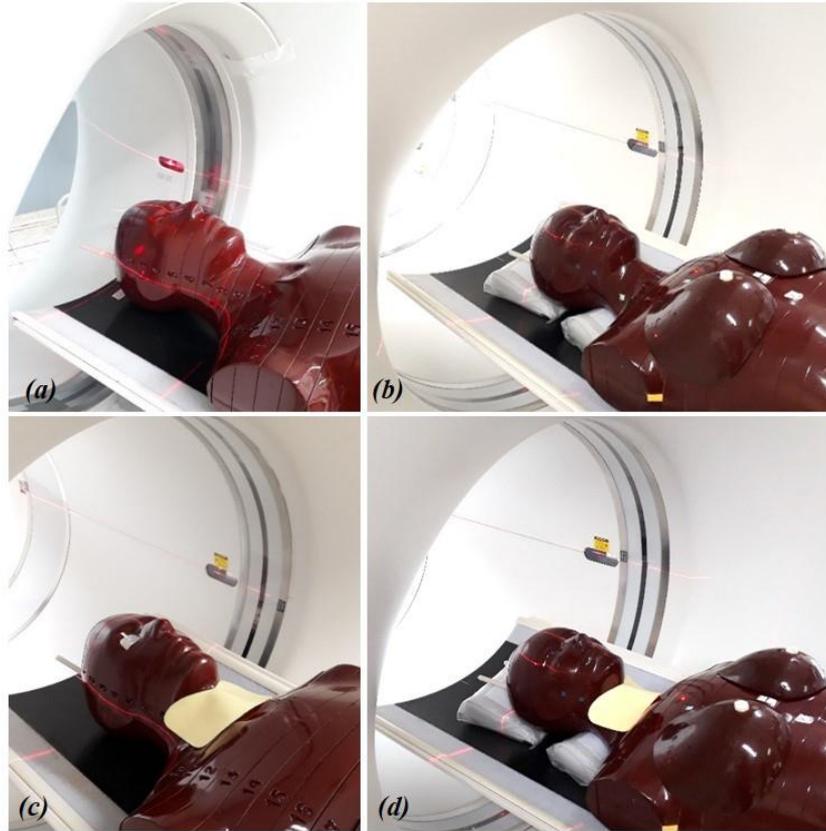
Figura 33: Posicionamento dos objetos simuladores Alderson masculino e feminino no *gantry*: masculino sem protetor (a), com protetor (b) e com o crânio inclinado (c); feminino sem protetor (d), com protetor (e) e (f) com o crânio inclinado.



Fonte: Acervo do autor.

Na Figura 34 é mostrado o posicionamento do objeto simulador Alderson Rando modelo masculino e feminino no isocentro do gantry para a aquisição de varredura de TC de coluna cervical sem e com protetor de tireoide de bismuto sobre o pescoço.

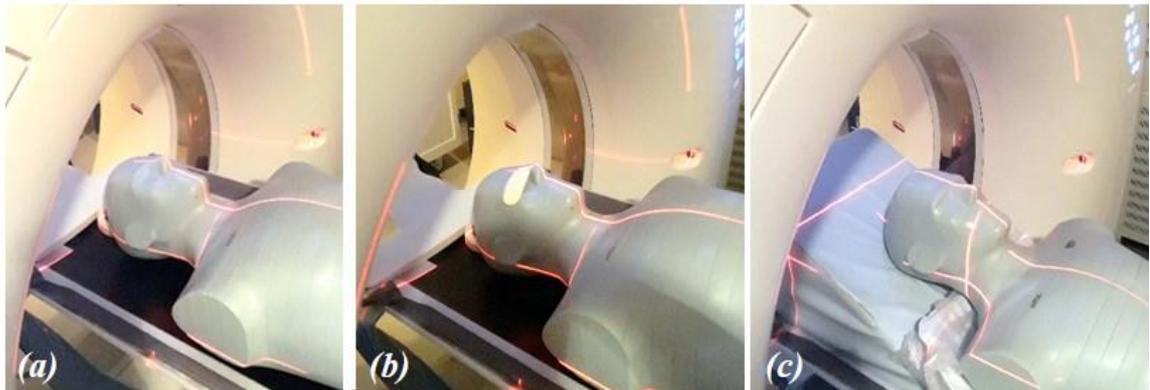
Figura 34: Posicionamento dos objetos simuladores Alderson no *gantry*: masculino sem protetor (a) e com protetor (b); feminino sem protetor (c) e com protetor (d).



Fonte: Acervo do autor.

Na Figura 35 é apresentado o posicionamento do objeto simulador Hamley Atom modelo masculino no isocentro do gantry para a aquisição de varredura de TC de crânio sem e com protetor de bismuto de cristalino sobre os olhos, e, com o posicionamento do crânio inclinado.

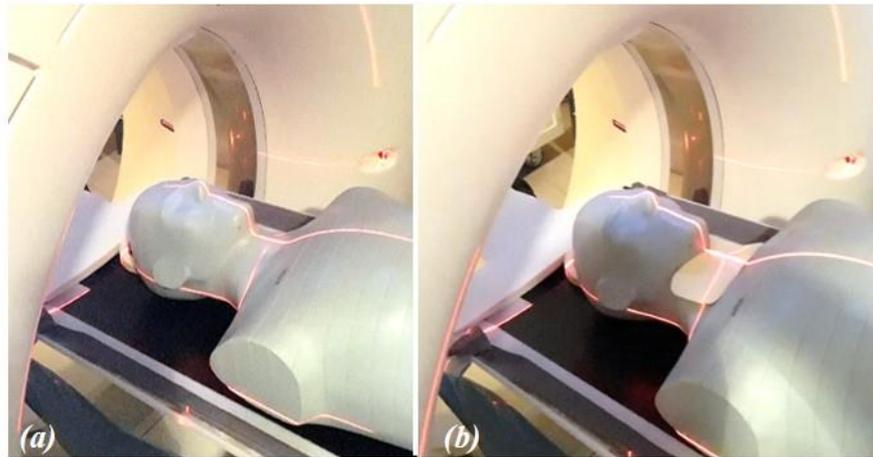
Figura 35: Posicionamento do Hamley Atom masculino no *gantry*: sem protetor (a), com protetor de bismuto (b) e com o crânio inclinado (c).



Fonte: Acervo do autor.

Na Figura 36 é mostrado o posicionamento do objeto simulador Hamley Atom modelo masculino no isocentro do gantry para a aquisição de varredura de TC de coluna cervical sem e com protetor de bismuto de tireoide sobre o pescoço.

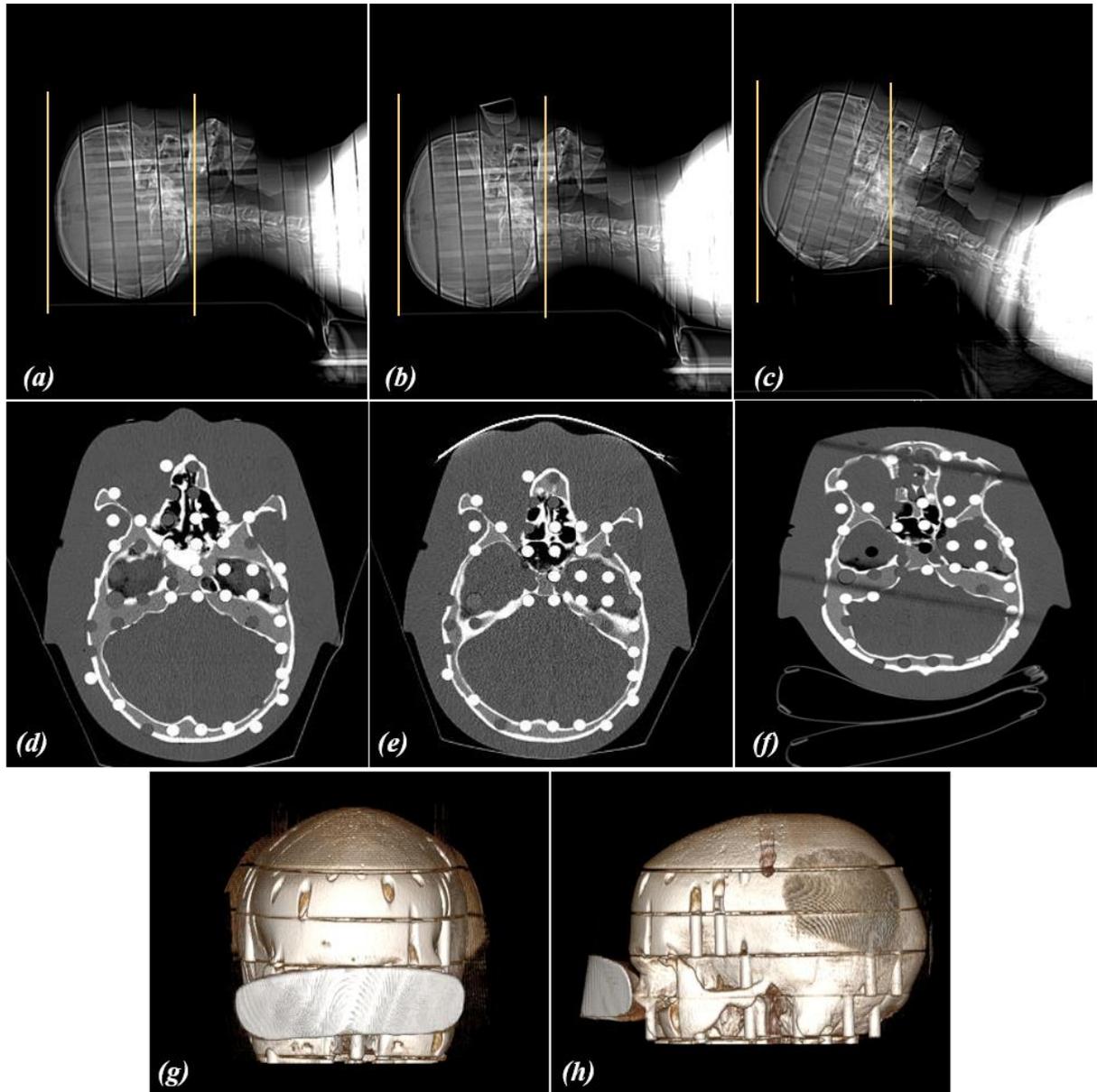
Figura 36: Posicionamento do Hamley Atom masculino no isocentro no *gantry*: sem protetor (a) e com protetor de bismuto (b).



Fonte: Acervo do autor.

No comando do tomógrafo foram realizadas as varreduras dos objetos simuladores para a aquisição do topograma (*scout*), que são utilizados para programar os cortes axiais. Os topogramas foram feitos em todos os testes em aquisição AP e lateral. Posteriormente, foram adquiridas as imagens volumétricas de TC de varredura de crânio e coluna cervical. A Figura 37 apresenta imagens dos topogramas em lateral das varreduras de TC de crânio sem e com protetor, e com inclinação da cabeça no Alderson modelo masculino. As marcações em linhas amarelas representam a área que foi irradiada. Em seguida é mostrado as imagens em cortes axiais adquiridas e a reconstrução em 3D das imagens com protetor de cristalino.

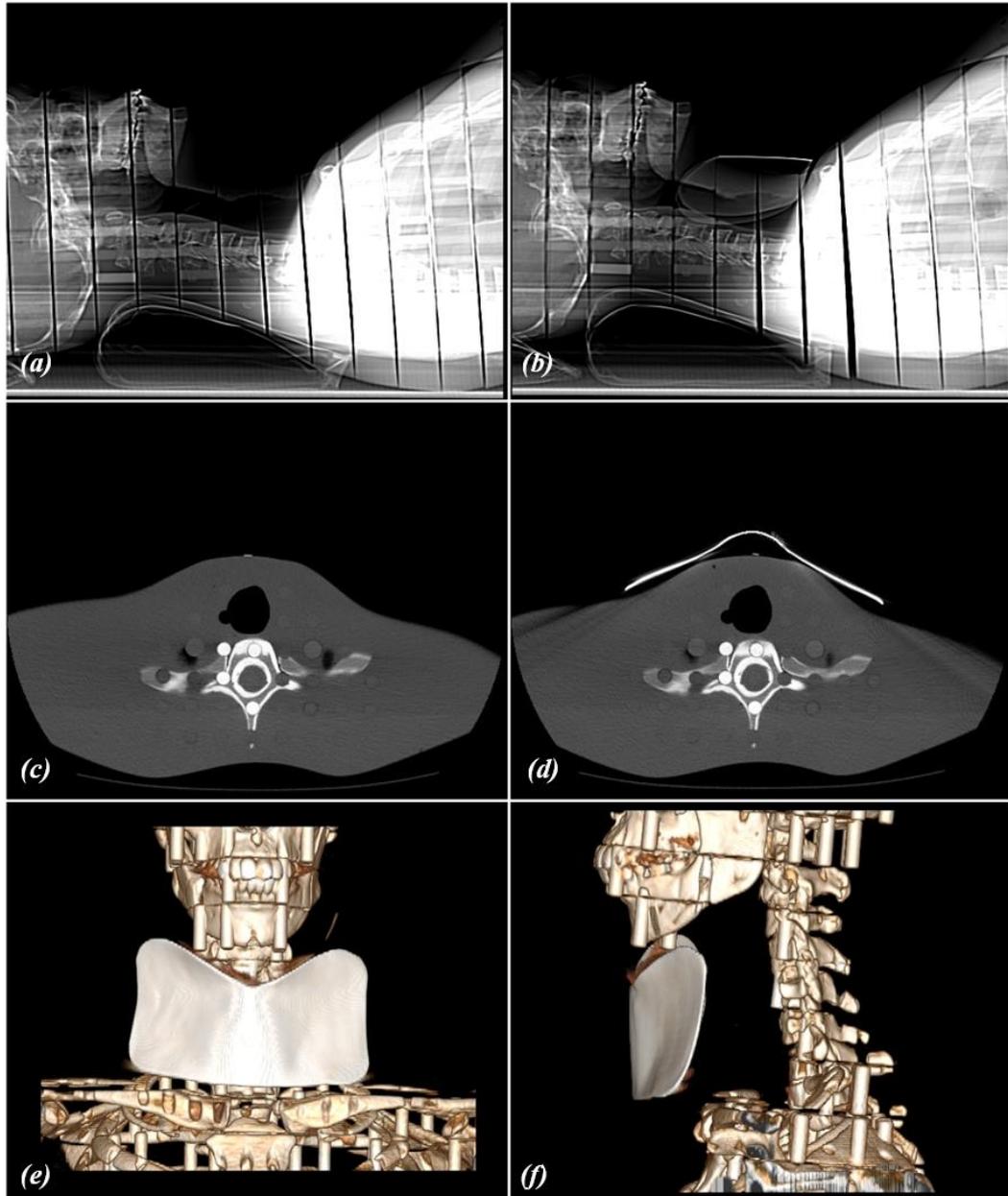
Figura 37: Imagens do topograma lateral de TC de crânio no Alderson masculino: sem protetor (*a*), com protetor (*b*) e com a cabeça inclinada (*c*). Imagens de cortes axiais: sem protetor (*d*), com protetor (*e*) e com a cabeça inclinada (*f*). Imagens em reconstrução 3D com protetor: (*g*) vista frontal e (*h*) vista lateral.



Fonte: Acervo do autor.

A Figura 38 mostra imagens dos topogramas em lateral das varreduras de TC de coluna cervical sem e com protetor no Alderson modelo masculino. Em seguida são mostradas as imagens em cortes axiais adquiridas e em reconstrução 3D com o protetor de tireoide.

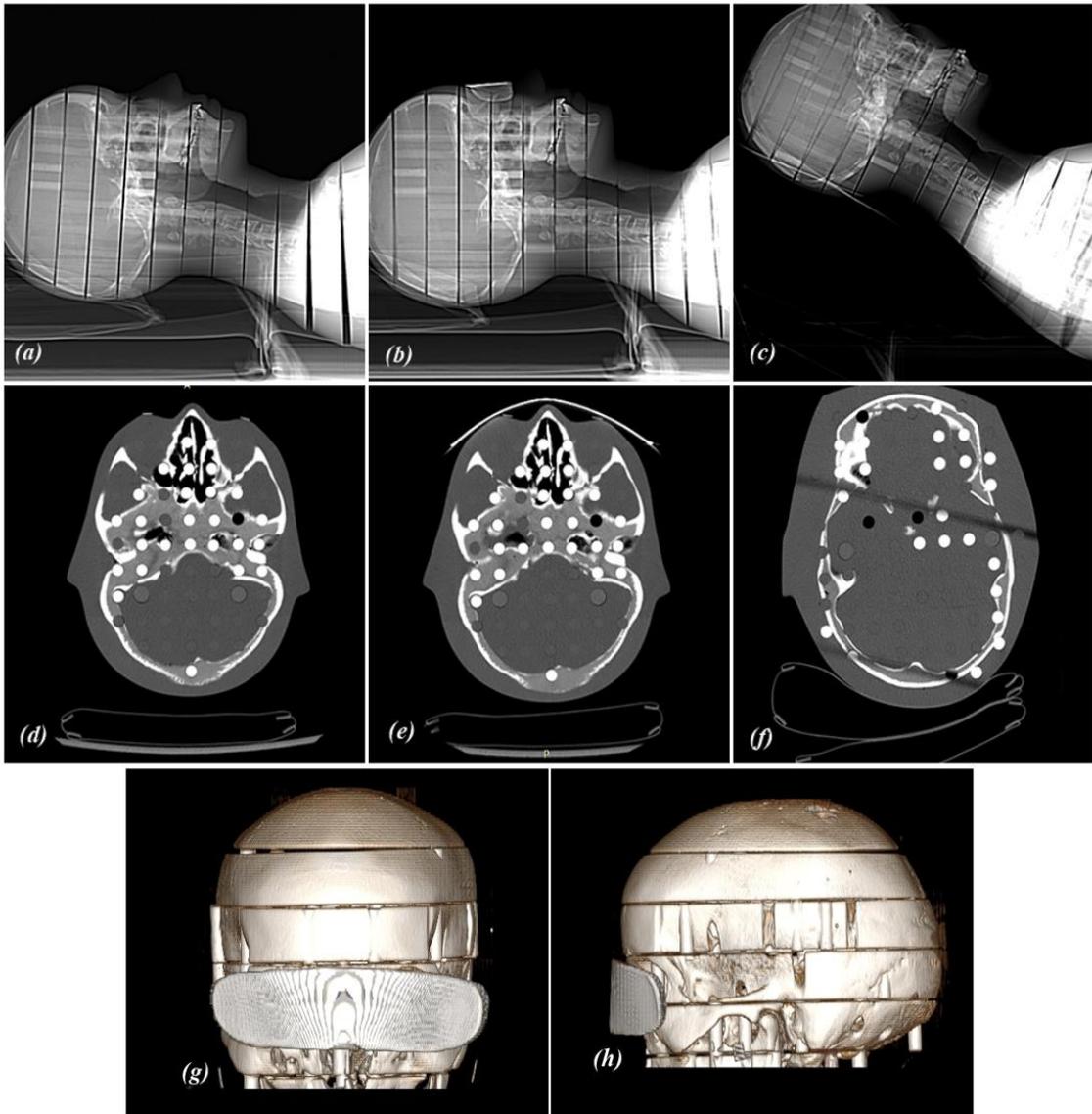
Figura 38: Imagens do topograma lateral de TC de coluna cervical no Alderson masculino: (a) sem protetor e (b) com protetor. Imagens de cortes axiais: (c) sem protetor e (d) com protetor. Imagens de reconstrução 3D com protetor: (e) vista frontal e (f) vista lateral.



Fonte: Acervo do autor.

A Figura 39 demonstra as imagens dos topogramas em lateral das varreduras de TC de crânio sem e com protetor, e com inclinação da cabeça no Alderson modelo feminino. Em seguida é mostrado as imagens em cortes axiais adquiridas e a reconstrução em 3D das imagens com protetor de cristalino.

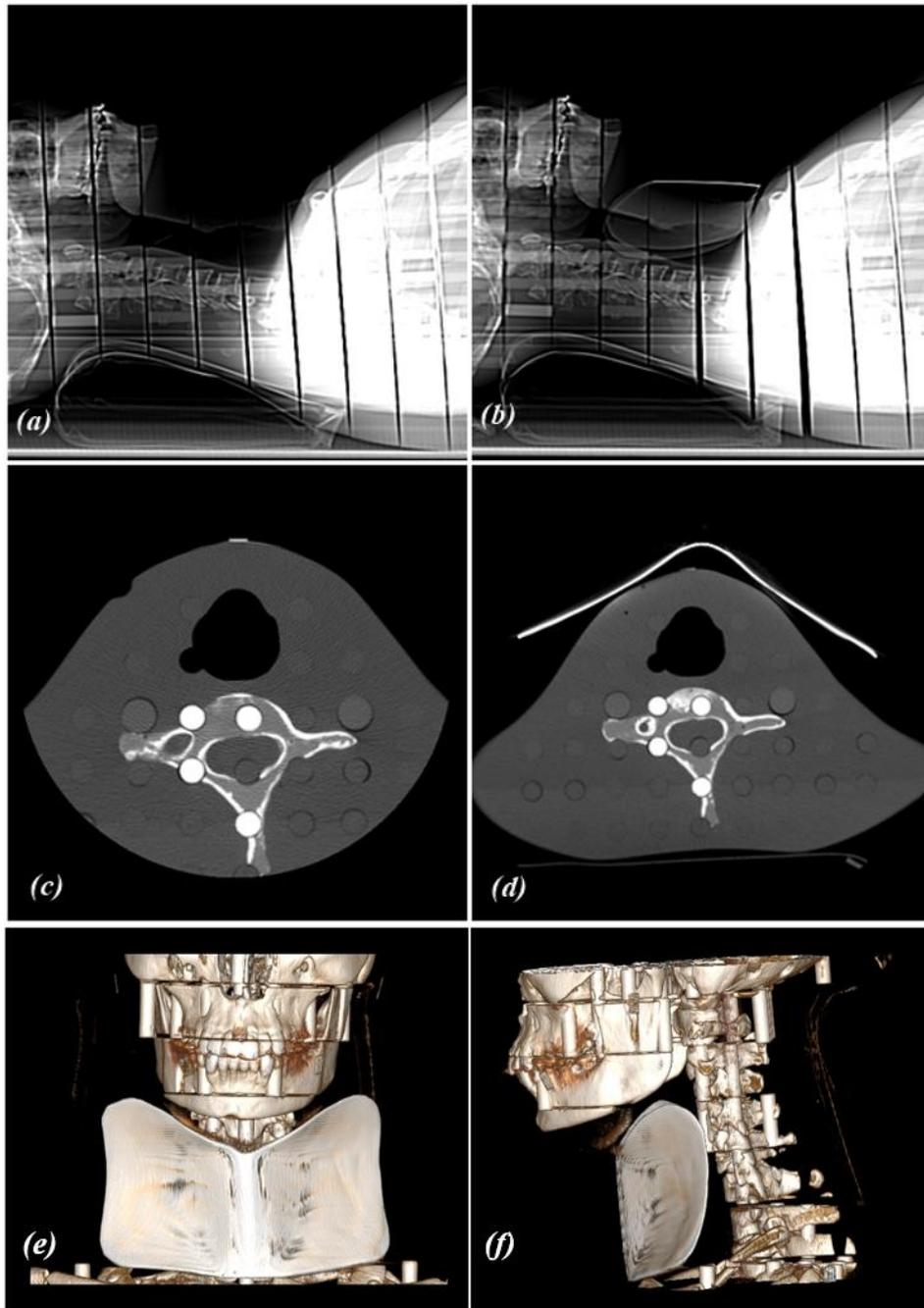
Figura 39: Imagens do topograma lateral de TC de crânio no Alderson feminino: (a) sem protetor, (b) com protetor e (c) cabeça inclinada. Imagens de cortes axiais: (d) sem protetor, (e) com protetor e (f) cabeça inclinada. Imagens em reconstrução 3D com protetor: (g) vista frontal e (h) vista lateral.



Fonte: Acervo do autor.

A Figura 40 mostra imagens dos topogramas em lateral das varreduras de TC de coluna cervical sem e com protetor no Alderson modelo feminino. Em seguida é mostrado as imagens em cortes axiais adquiridas e em reconstrução 3D com o protetor de tireoide.

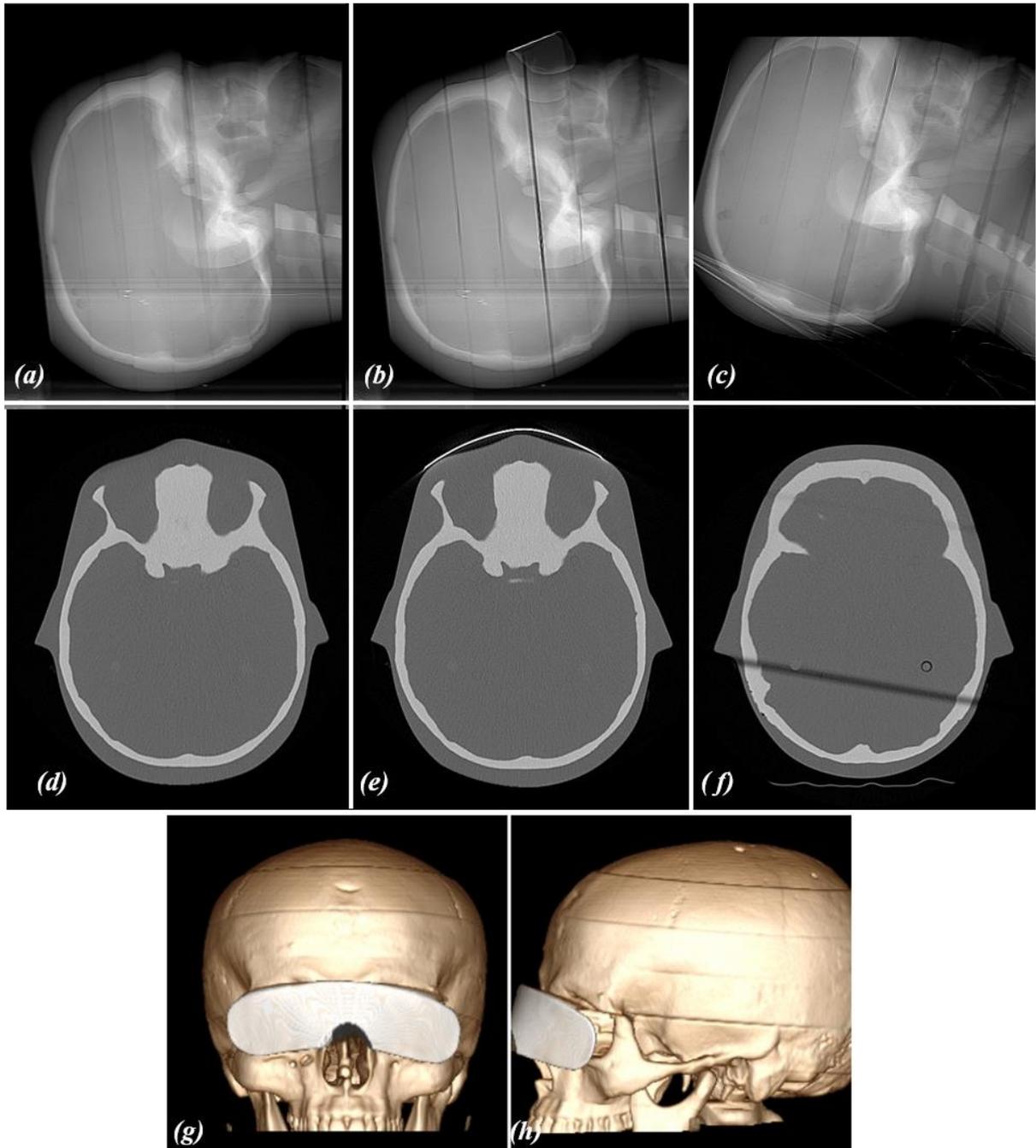
Figura 40: Imagens do topograma lateral de TC de coluna cervical no Alderson feminino: (a) sem protetor e (b) com protetor. Imagens de cortes axiais: (c) sem protetor e (d) com protetor. Imagens de reconstrução 3D com protetor: (e) vista frontal e (f) vista lateral.



Fonte: Acervo do autor.

A Figura 41 demonstra as imagens dos topogramas em lateral das varreduras de TC de crânio sem e com protetor, e com inclinação da cabeça no Hamley Atom modelo masculino. Em seguida é mostrado as imagens em cortes axiais adquiridas e a reconstrução em 3D das imagens com protetor de cristalino.

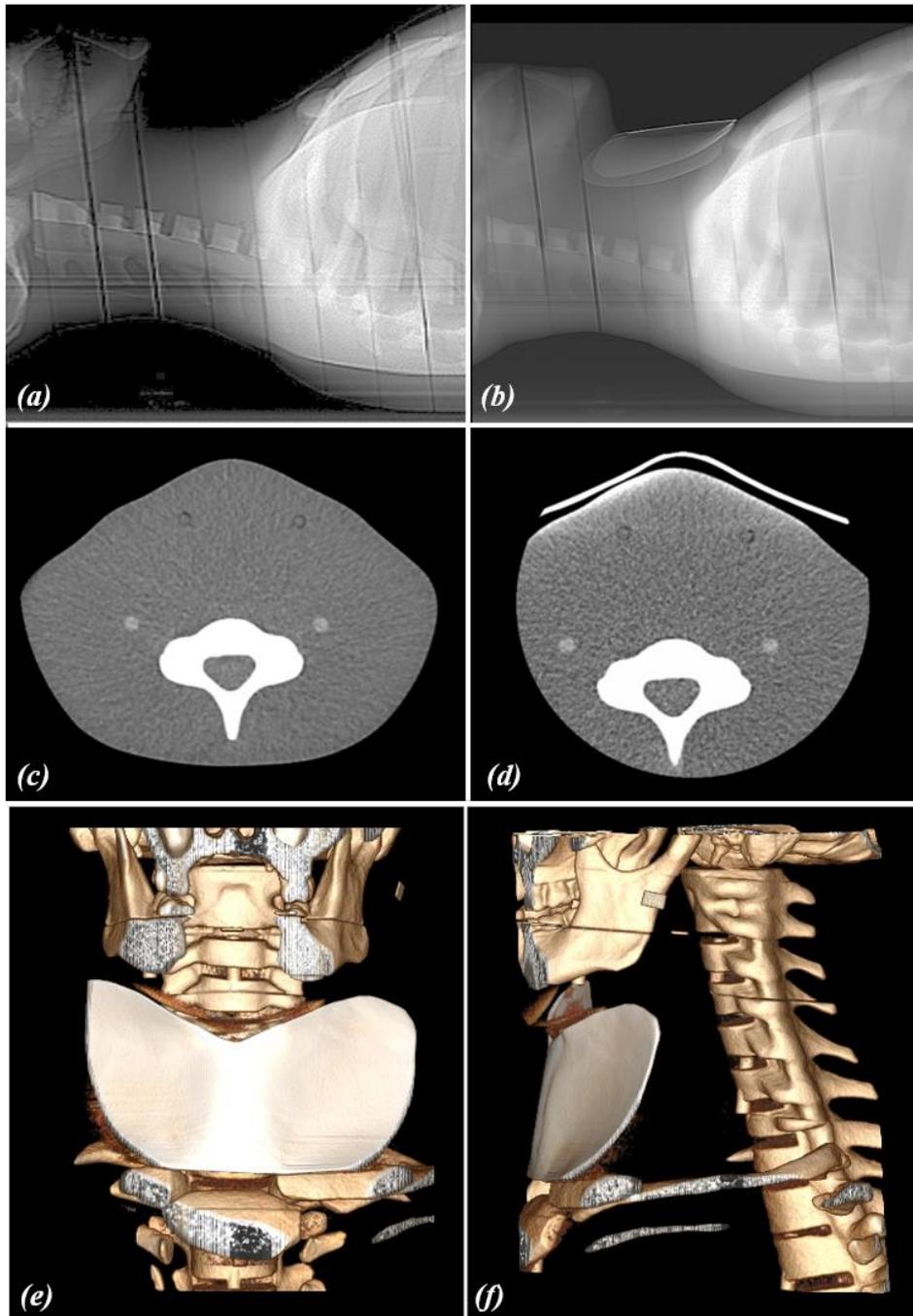
Figura 41: Imagens do topograma lateral de TC de crânio no Hamley masculino: (a) sem protetor, (b) com protetor e (c) cabeça inclinada. Imagens de cortes axiais: (d) sem protetor, (e) com protetor e (f) cabeça inclinada. Imagens em reconstrução 3D com protetor: (g) vista frontal e (h) vista lateral.



Fonte: Acervo do autor.

A Figura 42 mostra imagens dos topogramas em lateral das varreduras de TC de coluna cervical sem e com protetor no Hamley Atom modelo masculino. Em seguida é mostrado as imagens em cortes axiais adquiridas e a reconstrução em 3D das imagens com protetor de tireoide.

Figura 42: Imagens do topograma lateral de TC de coluna cervical no Hamley masculino: (a) sem protetor e (b) com protetor. Imagens de cortes axiais: (c) sem protetor e (d) com protetor. Imagens em reconstrução 3D com o protetor: (e) vista frontal e (f) vista lateral.



Fonte: Acervo do autor.

3.5 Protocolos das Varreduras de TC

Os protocolos utilizados neste trabalho foram definidos através dos protocolos de rotina de cada centro de imagem. A Tabela 5, mostra o protocolo utilizado para a varredura de

TC crânio com o uso do objeto simulador Alderson Rando modelo masculino nos tomógrafos T1 e T2 com e sem o protetor de bismuto e com o uso da técnica de cabeça inclinada.

Tabela 5: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de crânio nos tomógrafos T1 e T2 com o uso do objeto simulador Alderson Rando masculino.

Varredura de Crânio	Tomógrafo	Parâmetros Técnicos						
		Tensão (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Pitch	Distância (mm)	Espessura do Feixe (mm)	Reconstrução (mm)
Sem e Com Protetor	T1	120	175	0,8	0,984	150	40	2,5
	T2	120	175	0,8	0,751	150	50	2,5
Cabeça Inclinada	T1	120	175	0,8	0,984	120	40	2,5
	T2	120	175	0,8	0,751	120	50	2,5

A Tabela 6, mostra o protocolo utilizado para a varredura de TC de coluna cervical com o uso do objeto simulador Alderson Rando modelo masculino nos tomógrafos T1 e T2 com e sem o protetor de bismuto sobre o pescoço.

Tabela 6: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de coluna cervical nos tomógrafos T1 e T2 com o uso do objeto simulador Alderson Rando masculino.

Varredura de Coluna Cervical	Tomógrafo	Parâmetros Técnicos						
		Tensão (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Pitch	Distância (mm)	Espessura do Feixe (mm)	Reconstrução (mm)
Sem e Com Protetor	T1	120	175	0,8	0,984	200	40	1,25
	T2	120	175	0,8	0,751	200	50	1,25

O protocolo utilizado na varredura de TC de crânio do objeto simulador Alderson Rando feminino foi realizado sem e com protetor de bismuto, e com a técnica de crânio inclinado apenas no tomógrafo T1. A Tabela 7, mostra os parâmetros técnicos utilizados.

Tabela 7: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de crânio no tomógrafo T1 com o uso do objeto simulador Alderson Rando feminino.

Varredura de Crânio	Tomógrafo	Parâmetros Técnicos						
		Tensão (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Pitch	Distância (mm)	Espessura do Feixe (mm)	Reconstrução (mm)
Sem e Com Protetor	T1	120	175	0,8	0,984	140	40	2,5
Cabeça Inclinada	T1	120	175	0,8	0,984	120	40	2,5

O protocolo utilizado na varredura de TC de coluna cervical do objeto simulador Alderson Rando feminino foi realizado sem e com protetor de bismuto sobre o pescoço apenas no tomógrafo T1. A Tabela 8, mostra os parâmetros técnicos utilizados.

Tabela 8: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de coluna cervical no tomógrafo T1 com o uso do objeto simulador Alderson Rando feminino.

Varredura de Coluna Cervical	Tomógrafo	Parâmetros Técnicos						
		Tensão (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Pitch	Distância (mm)	Espessura do Feixe (mm)	Reconstrução (mm)
Sem e Com Protetor	T1	120	175	0,8	0,984	150	40	1,25

A Tabela 9 mostra o protocolo utilizado na varredura de TC de crânio como o uso do objeto simulador Hamley Atom modelo masculino no tomógrafo T3, com e sem o uso de protetor de bismuto, assim como, o uso da técnica de cabeça inclinada.

Tabela 9: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de crânio no tomógrafo T3 com o uso do objeto simulador Hamley Atom masculino.

Varredura de Crânio	Tomógrafo	Parâmetros Técnicos						
		Tensão (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Pitch	Distância (mm)	Espessura do Feixe (mm)	Reconstrução (mm)
Sem e Com Protetor	T3	120	200	0,75	0,625	150	20	2,0
Cabeça Inclinada	T3	120	200	0,75	0,625	125	20	2,0

A Tabela 10 mostra o protocolo utilizado na varredura de TC de coluna cervical como o uso do objeto simulador Hamley Atom modelo masculino no tomógrafo T3, com e sem o uso de protetor de bismuto sobre o pescoço.

Tabela 10: Protocolo e parâmetros usados na varredura de TC de coluna cervical no tomógrafo T3 com o uso do objeto simulador Hamley Atom masculino.

Varredura de Coluna Cervical	Tomógrafo	Parâmetros Técnicos						
		Tensão (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Pitch	Distância (mm)	Espessura do Feixe (mm)	Reconstrução (mm)
Sem e Com Protetor	T3	120	100	0,5	0,813	200	40	1,0

3.6 Dosimetria com o uso de Filmes Radiocrômicos

Neste trabalho, utilizou-se o filme radiocrômico modelo GAFCHROMIC® XR-QA2, fabricado por ASHLAND, que é específico para radiologia diagnóstica. Este filme possui alta sensibilidade a radiações ionizantes com doses na faixa de 1,0 a 200 mGy e pode ser utilizado em feixes de raios X gerados por tensões de 20 a 200 kV. Portanto, pode ser usado para observar a deposição de dose em experimentos de TC (COSTA, 2017).

Os filmes radiocrômicos foram utilizados para as medições de doses pontuais. Os filmes foram cortados em tiras de 1,0 x 0,5 cm e posteriormente foram colocados em cada ponto

de interesse no interior do objeto simulador ou na sua superfície, de acordo com a proximidade do órgão desejado. As tiras foram utilizadas para medir as doses absorvidas nos órgãos: cristalinos, tireoide, nasofaringe, glândula salivar, glândula parótida, hipófise, medula espinhal e mamas. É importante salientar que em órgãos como os cristalinos, mamas, glândula salivar e parótida foram usados filmes nos lados direito e esquerdo, e depois foi feita a média dos valores. Na Figura 43 pode-se observar a imagem de duas tiras de filme radiocrômico uma não irradiada e outra irradiada.

Figura 43: Filmes radiocrômicos: (a) não irradiado e (b) irradiado.



Fonte: Acervo do autor.

Depois de serem irradiados nas varreduras de TC de crânio e coluna cervical, as tiras dos filmes foram guardadas em um invólucro fechado e com umidade e temperatura estáveis. Após 24 horas da irradiação das tiras suas imagens foram feitas com o uso de um scanner da marca HP modelo Scanjet G4050. As imagens das tiras foram adquiridas em cores com uma resolução de 300 ppi, utilizando o modo de reflexão do scanner e salvas em formato jpeg.

Para a obtenção dos dados das imagens digitalizadas foi utilizado o software imageJ, que é designado para processamento de imagens e que tem seu domínio público. Neste software foi feito primeiramente a separação dos canais de cor *Red*, *Green* and *Blue* (RGB) e foi escolhido o registro do canal vermelho para a avaliação das doses absorvidas. O filme apresenta uma maior sensibilidade nessa faixa de cor. Em seguida foi feita a inversão do sinal do canal para obter um correto perfil de escala de tons de cinza no filme. (Fig. 44). Logo, foi feito uma ROI de $0,5 \times 0,2 \text{ cm}^2$ na região central da tira para cada filme digitalizado, obtendo nestas regiões a variação dos valores de intensidades para cada pixel.

Figura 44: Imagem do filme radiocrômico: canal vermelho (a) e com inversão (b).



Fonte: Acervo do autor.

Os filmes radiocrômicos, mesmo quando não são irradiados, registram o histórico de influências de radiação, cujo valor da dose absorvida é desconhecido. No entanto, este valor é registrado pelo escurecimento da tira não irradiada (BG - *Background*) e deve ser subtraído para se obter cálculo da Dose Absorvida (D_T) dos órgãos. A Equação 8 representa a curva de calibração obtida para a obtenção da dose absorvida a partir da variação da intensidade registrada.

$$D_T(\text{mGy}) = \left(5,30587 \left(\frac{-\text{Valormédiodaintensidade}}{-50,69695} \right) \right) + (11,38213) \quad (8)$$

Depois do cálculo da DT faz-se a subtração do valor de dose de BG. Por último, os resultados adquiridos são multiplicados pelo Fator de Correção (FC), que serve para correção do valor de Kerma para tecidos moles (GÓMEZ, 2016; MOURÃO *et al.*, 2016). O valor de FC foi obtido através dos dados de coeficientes de atenuação linear para raios X que pode ser consultado no site do *National Institute of Standards and Technology* (NIST). O valor de tensão utilizado para este trabalho foi de 120 kV correspondendo a um FC de 1,095.

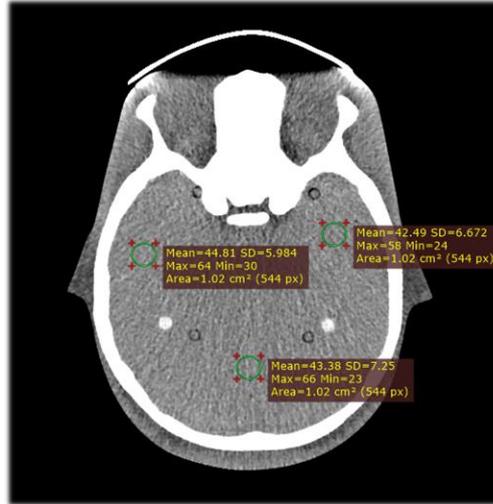
A confiabilidade metrológica dos filmes radiocrômicos foi mostrada através de testes de homogeneidade e repetibilidade e pela calibração em radiação de referência para CT (RQT9) reproduzido no Laboratório de Calibração do Centro de Tecnologia Nuclear (CDTN / CNEN). Na calibração dos filmes tira é irradiada com uma dose diferente conhecida, com valores em mGy, 0 (BG), 5, 10, 20 e 30, que corresponde a um intervalo de valores comumente usados em tomografias computadorizadas (COSTA *et al.*, 2017; MOURÃO *et al.*, 2014).

3.7 Análise de Ruído nas Imagens de TC

Para analisar o ruído da imagem de TC foi utilizando o programa RadiAnt DICOM Viewer, que é um visualizador de imagens do formato *Digital Imaging Communications* (DICOM). Na imagem da fatia de número 3 dos objetos simuladores é feito três ROI's de 1 cm² em uma região uniforme do tecido equivalente ao cérebro (Fig. 45). Também foi feito nas varreduras de coluna cervical três ROI's de 1 cm² no corte central, em uma região uniforme do tecido mole que circunda a coluna vertebral. Logo, é fornecido pelo programa o valor mé-

dio da intensidade em unidade hounsfield $UH_{média}$ e o desvio padrão DP para a ROI selecionada. Com estes dados é calculando a média da taxa de ruído na imagem de TC.

Figura 45: Seleção do ROI na imagem de corte axial da fatia de número 3 em varredura de crânio com protetor no Hamley masculino.



Fonte: Acervo do autor.

A percentagem de ruído foi calculada usando a Equação 9, ao qual se obtém valores aproximados de UH e seu desvio padrão nas imagens de TC. Percentagens de ruídos menores ou iguais a 1% são considerados bom para o diagnóstico (DANCE *et al.*, 2014).

$$\text{Ruído\%} = \frac{DP}{UH_{média} + 1000} * 100 \quad (9)$$

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES: VARREDURAS DE COLUNA CERVICAL

Neste capítulo serão apresentados os resultados experimentais obtidos da análise das medidas das doses absorvidas nos órgãos radiosensíveis e proximidades para as varreduras de TC de coluna cervical. Primeiramente serão apresentados os resultados dos objetos simuladores Alderson Rando masculino e feminino, e depois do Hamley Atom masculino. Posteriormente será realizada a discussão sobre esses dados. Em seguida é feita uma análise do ruído visando a verificar o aumento do ruído devido ao uso do protetor de bismuto e por último, a conclusão do capítulo.

4.1 Objeto Simulador Alderson Rando Masculino

Na Tabela 11 são apresentados os resultados dos registros de dose absorvida nos órgãos para as varreduras de TC de coluna cervical do objeto simulador Alderson Rando masculino no tomógrafo T1 utilizando o protocolo da Tabela 6. Foram realizadas duas varreduras: sem e com o uso do protetor de bismuto para pescoço. Cada valor registrado está acompanhado do valor de desvio padrão da medida e também tem a porcentagem da redução da dose.

Tabela 11: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical em T1 do objeto Alderson masculino.

Órgão	Dose Absorvida (mGy)		Redução de Dose (%)
	Sem protetor de bismuto	Com protetor de bismuto	
Cristalinos	17,96 ± 0,56	14,63 ± 0,58	18,5
Hipófise	6,01 ± 0,33	4,73 ± 0,45	---
Faringe	18,41 ± 0,46	14,55 ± 0,42	21,0
Medula Espinhal	17,27 ± 0,72	13,78 ± 0,66	20,2
Glândula Parótida	18,36 ± 0,29	15,96 ± 0,43	19,1
Glândula Salivar	21,15 ± 0,59	19,76 ± 0,48	6,6
Tireoide	28,74 ± 0,22	16,03 ± 0,34	44,2
Mamas	1,59 ± 0,31	0,86 ± 0,29	---

O maior valor de dose absorvida registrado foi 28,74 mGy e ocorreu na tireoide para a varredura sem o uso de protetor de bismuto. A dose absorvida pela tireoide na varredura com o uso do protetor foi 16,03 mGy, que representa uma redução de dose de 44,2%, por efeito da absorção do feixe primário dos raios X pelo protetor de bismuto.

O valor da dose absorvida na glândula salivar foi de 21,15 mGy para varredura sem o uso do protetor de bismuto, por ser um órgão superficial e está na região de incidência do feixe primário de raios X. A dose absorvida pela glândula salivar para a varredura com o uso do protetor foi 19,76 mGy e teve redução de 6,6% com o uso do protetor em relação ao não uso.

A faringe teve a terceira maior dose absorvida de 18,41 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 14,55 mGy com o protetor, obtendo uma redução de dose de 21,0%. A faringe é um órgão que está na região de incidência do feixe primário de raios X nas varreduras de TC de coluna cervical.

A glândula parótida obteve dose absorvida de 18,36 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 15,96 mGy com o uso do protetor, ocasionando em 19,1% de redução de dose, por ser um órgão superficial e estar próximo da incidência do feixe primário de raios X.

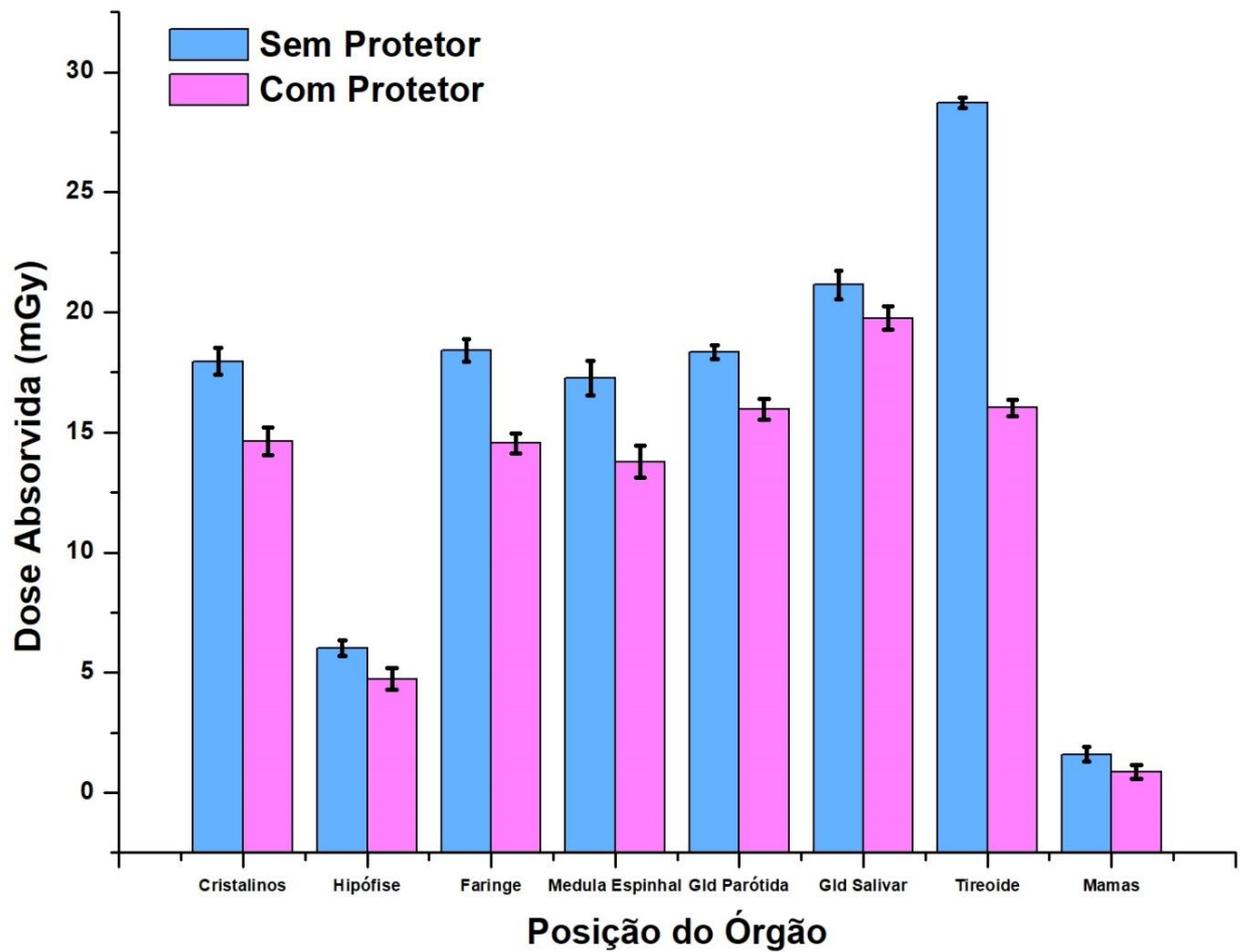
Os cristalinos tiveram doses absorvidas de 17,96 mGy e 14,63 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto e com o protetor respectivamente, por ação do feixe primário de raios X. A redução de dose foi de 18,5% com o uso do protetor de bismuto.

A medula espinhal obteve doses absorvidas bem próximas às dos cristalinos de 17,27 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 13,78 mGy com o uso do protetor. Salienta-se que teve 20,2% de redução de dose com o uso do protetor.

Órgãos como hipófise e mamas tiveram doses mais baixas por não se encontrarem na região diretamente irradiada pelo feixe primário. Assim sendo, esses órgãos apresentam deposição de energia devido à radiação espalhada mais afastada da área do exame.

A Figura 46 apresenta um gráfico de barras onde é possível observar as variações de dose em cada um dos órgãos estudados de acordo com a técnica empregada para a aquisição das imagens: sem e com o protetor de bismuto para pescoço, para as varreduras no tomógrafo T1 com o objeto simulador Alderson Rando masculino. Nesta figura é verificado que todos os órgãos tiveram redução de dose com o uso do protetor de bismuto para varredura de TC de coluna cervical. Mesmo os órgãos que não estavam protegidos pelo protetor de bismuto tiveram redução de dose porque o protetor também diminuiu a radiação espalhada. Não houve variação significativa nas doses depositadas nas mamas.

Figura 46: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical do objeto Alderson masculino em T1.



Na Tabela 12 são apresentados os resultados dos registros de dose absorvida nos órgãos para as varreduras de TC de coluna cervical do objeto simulador Alderson Rando masculino no tomógrafo T2 utilizando o protocolo apresentado na Tabela 6. Foram realizadas duas varreduras: sem e com o uso do protetor de bismuto para pescoço. Cada valor registrado está acompanhado do valor de desvio padrão da medida e também tem a porcentagem da redução da dose.

Tabela 12: Dose absorvida em varreduras de coluna cervical em T2 do objeto Alderson masculino.

Órgão	Dose Absorvida (mGy)		Redução de Dose (%)
	Sem protetor de bismuto	Com protetor de bismuto	
Cristalinos	4,66 ± 0,65	3,21 ± 0,45	---
Hipófise	4,94 ± 0,57	2,93 ± 0,33	---
Faringe	34,88 ± 0,89	32,13 ± 0,65	7,9
Medula Espinhal	40,71 ± 0,91	29,51 ± 0,74	27,5
Glândula Parótida	36,38 ± 0,79	30,61 ± 0,87	15,9
Glândula Salivar	43,38 ± 0,68	40,16 ± 0,91	7,4
Tireoide	55,66 ± 0,88	32,67 ± 0,86	41,3
Mamas	0,69 ± 0,34	0,41 ± 0,33	---

A dose absorvida mais alta registrada foi na tireoide de 55,66 mGy na varredura sem o uso do protetor de bismuto de tireoide. A dose absorvida pela tireoide na varredura com o uso do protetor de bismuto foi 32,67 mGy, que representa uma redução de dose de 41,3%, por efeito da absorção do feixe primário dos raios X pelo protetor de bismuto.

Em seguida, outra dose alta encontrada foi na glândula salivar de 43,38 mGy sem o uso do protetor bismuto, por ser um órgão superficial e está na região de incidência do feixe primário de raios X. A dose absorvida pela glândula salivar para a varredura com o uso do protetor foi 40,16 mGy e teve redução de 7,4% com o uso do protetor em relação ao não uso.

A medula espinhal registrou dose absorvida de 40,71 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 29,51 mGy com seu uso, obtendo 27,5% de redução de dose.

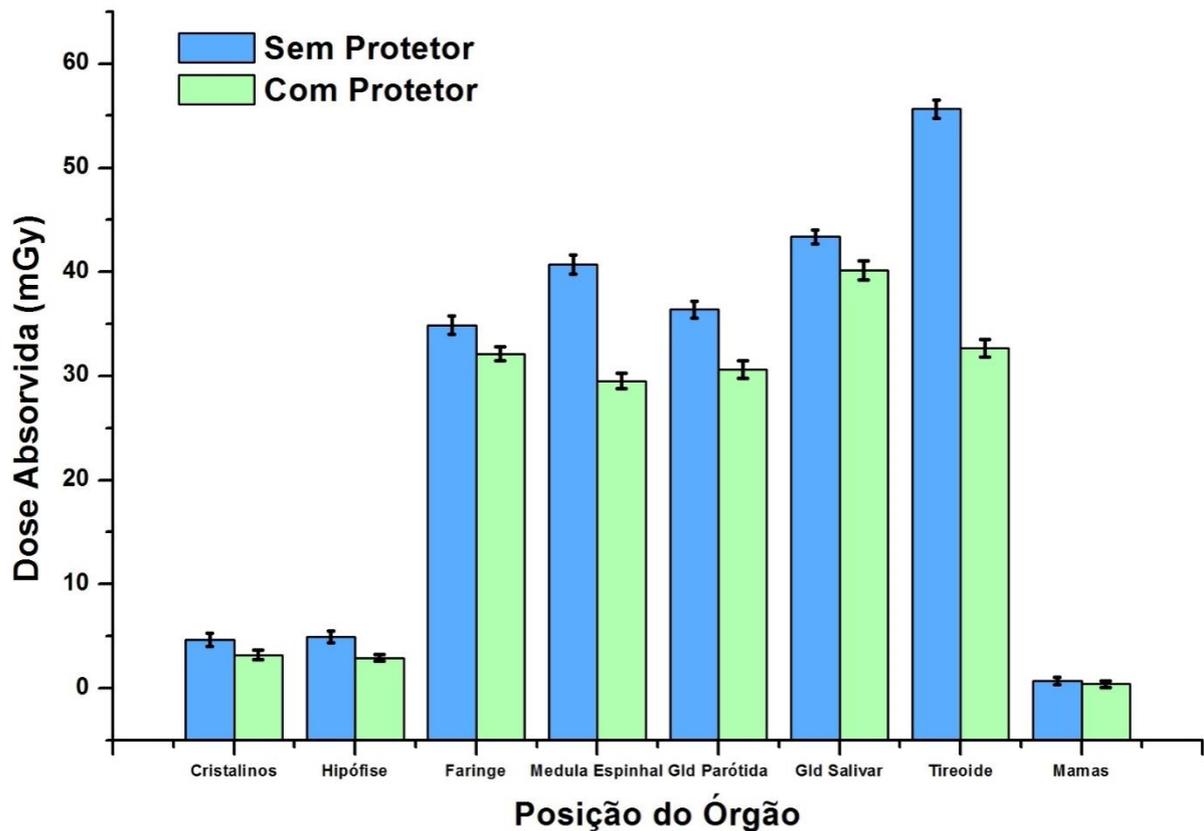
A glândula parótida teve dose absorvida de 36,38 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 30,61 mGy com o uso do protetor, por ser um órgão superficial e está próximo da incidência do feixe primário de raios X. Obteve 15,9% de redução de dose com o uso do protetor.

A faringe teve dose absorvida de 34,88 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 32,13 mGy com seu uso, obtendo uma pequena redução de dose de 7,9%. A faringe é um órgão que está na região de incidência do feixe primário de raios X nas varreduras de TC de coluna cervical.

Órgãos como hipófise, cristalinos e mamas tiveram doses mais baixas por não se encontrarem na região diretamente irradiada pelo feixe primário. Assim sendo, esses órgãos apresentam deposição de energia devido à radiação espalhada mais afastada da área do exame.

A Figura 47 apresenta um gráfico de barras onde é possível observar as variações de dose em cada um dos órgãos estudados de acordo com a técnica empregada para a aquisição das imagens: sem e com o protetor de bismuto para pescoço, para as varreduras no tomógrafo T2 com o objeto simulador Alderson Rando masculino. Nesta figura é notado que todos os órgãos tiveram redução de dose com o uso do protetor de bismuto na varredura de TC de coluna cervical.

Figura 47: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical do objeto Alderson masculino em T2.



4.2 Objeto Simulador Alderson Rando Feminino

Na Tabela 13 são apresentados os resultados dos registros de dose absorvida nos órgãos para as varreduras de TC de coluna cervical do objeto simulador Alderson Rando feminino no tomógrafo T1 utilizando o protocolo apresentado na Tabela 8. Foram realizadas duas

varreduras: sem e com o uso do protetor de bismuto de pescoço. Cada valor registrado está acompanhado do valor de desvio padrão da medida e também da redução da dose.

Tabela 13: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical em T1 do objeto Alderson feminino.

Órgão	Dose Absorvida (mGy)		Redução de Dose (%)
	Sem protetor de bismuto	Com protetor de bismuto	
Cristalinos	11,74 ± 0,35	8,62 ± 0,45	26,6
Hipófise	5,03 ± 0,42	1,36 ± 0,25	---
Faringe	21,38 ± 0,86	19,55 ± 0,81	8,5
Medula Espinhal	20,47 ± 0,51	13,75 ± 0,63	32,8
Glândula Parótida	17,02 ± 0,32	15,37 ± 0,41	9,7
Glândula Salivar	18,26 ± 0,65	16,78 ± 0,53	8,1
Tireoide	27,66 ± 0,74	17,36 ± 0,49	37,2
Mamas	1,11 ± 0,45	0,64 ± 0,32	---

O maior valor de dose absorvida registrado foi 27,66 mGy e ocorreu na tireoide para a varredura sem o uso de protetor de bismuto. A dose absorvida pela tireoide na varredura com o uso do protetor foi 17,36 mGy, que representa uma redução de dose de 37,2%, por efeito da absorção do feixe primário dos raios X pelo protetor de bismuto.

A faringe teve a segunda maior dose absorvida de 21,38 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 19,55 mGy com o protetor, obtendo uma redução de dose de apenas 8,5%. A faringe é um órgão que está na região de incidência do feixe primário de raios X nas varreduras de TC de coluna cervical.

A medula espinhal teve a terceira maior dose absorvida de 20,47 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 13,75 mGy com seu uso, com redução na dose de 32,8%.

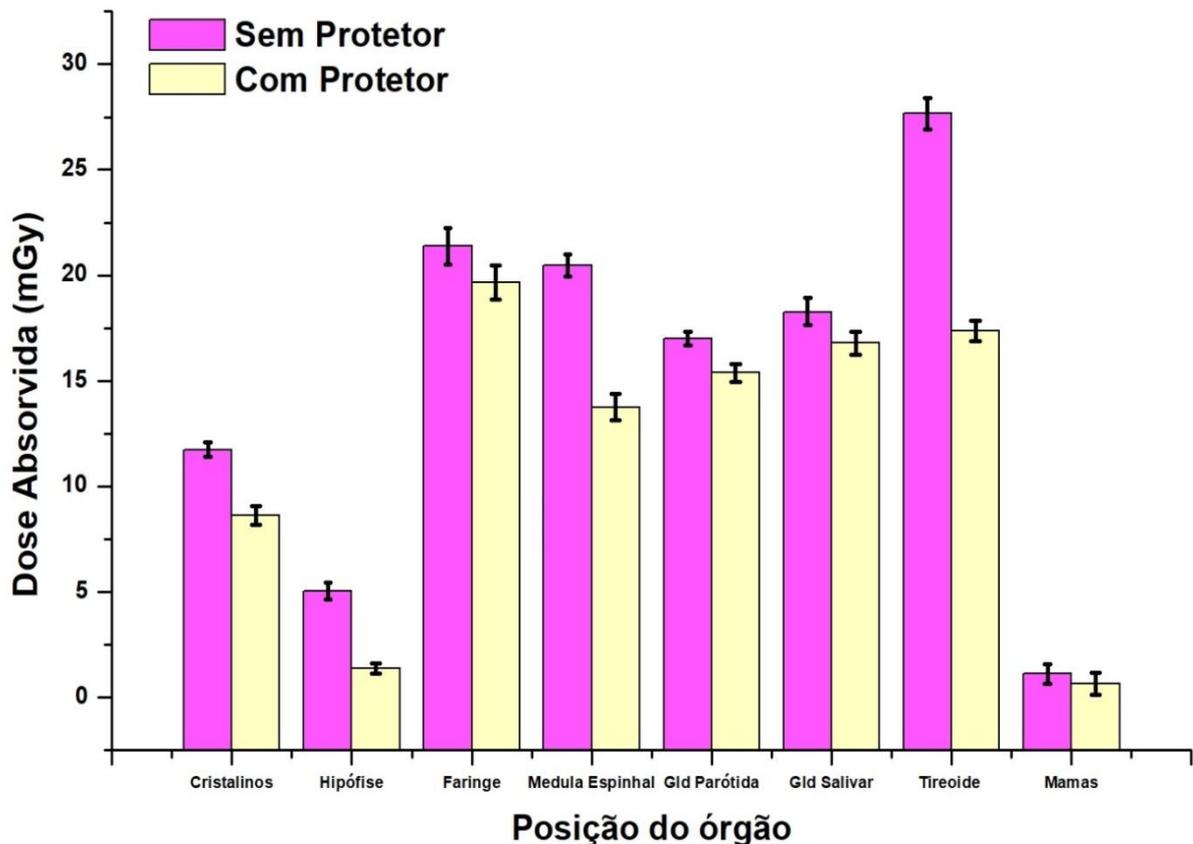
O valor da dose absorvida na glândula salivar foi de 18,26 mGy para varredura sem o uso do protetor de bismuto, por ser um órgão superficial e está na região de incidência do feixe primário de raios X. A dose absorvida pela glândula salivar para a varredura com o uso do protetor foi 16,78 mGy e teve redução de 8,1% com o uso do protetor em relação ao não uso.

Os cristalinos tiveram doses absorvidas de 11,74 mGy e 8,62 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto e com o protetor respectivamente, por ação da deposição de energia à radiação espalhada mais afastada da área do exame. A redução de dose foi de 26,6% com o uso do protetor de bismuto.

Órgãos como hipófise e mamas tiveram doses mais baixas por não se encontrarem na região diretamente irradiada pelo feixe primário. Assim sendo, esses órgãos apresentam deposição de energia devido à radiação espalhada mais afastada da área do exame.

A Figura 48 apresenta um gráfico de barras onde é possível observar as variações de dose em cada um dos órgãos estudados de acordo com a técnica empregada para a aquisição das imagens: sem e com o protetor de bismuto para pescoço, para as varreduras de TC de coluna cervical no tomógrafo T1 com o objeto simulador Alderson Rando feminino. Nesta figura é constatado que todos os órgãos tiveram redução de dose com o uso do protetor de bismuto em varredura de TC de coluna cervical. Não houve variação significativa nas doses depositadas nas mamas.

Figura 48: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical do objeto Alderson feminino em T1.



4.3 Objeto Simulador Hamley Atom Masculino

Na Tabela 14 são apresentados os resultados dos registros de dose absorvida nos órgãos para varreduras de TC de coluna cervical do objeto simulador Hamley Atom masculino no tomógrafo T3 utilizando o protocolo apresentado na Tabela 10. Foram realizadas duas varreduras: sem e com o uso do protetor de bismuto de pescoço. Cada valor registrado está acompanhado do valor de desvio padrão da medida e também da redução da dose.

Tabela 14: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical em T3 do objeto Hamley masculino.

Órgão	Dose Absorvida (mGy)		Redução de Dose (%)
	Sem protetor de bismuto	Com protetor de bismuto	
Cristalinos	8,62 ± 0,69	3,29 ± 0,66	61,8
Hipófise	7,85 ± 0,88	3,94 ± 0,78	49,8
Faringe	12,29 ± 0,78	11,47 ± 0,71	6,7
Medula Espinhal	11,16 ± 0,62	10,05 ± 0,72	9,9
Glândula Parótida	7,16 ± 0,67	4,49 ± 0,68	37,3
Glândula Salivar	17,32 ± 0,65	13,52 ± 0,75	21,9
Tireoide	31,36 ± 0,96	13,71 ± 0,69	56,3
Mamas	1,82 ± 0,51	1,31 ± 0,53	---

O maior valor de dose absorvida registrado foi 31,36 mGy e ocorreu na tireoide para a varredura sem o uso de protetor de bismuto. A dose absorvida pela tireoide na varredura com o uso do protetor foi 13,71 mGy, que representa uma redução de dose de 56,3%, por efeito da absorção do feixe primário dos raios X pelo protetor de bismuto.

O valor da dose absorvida na glândula salivar foi de 17,32 mGy para varredura sem o uso do protetor de bismuto, por ser um órgão superficial e está na região de incidência do feixe primário de raios X. A dose absorvida pela glândula salivar para a varredura com o uso do protetor foi 13,52 mGy e teve redução de 21,9% com o uso do protetor em relação ao não uso.

A faringe teve a terceira maior dose absorvida de 12,29 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 11,47 mGy com o protetor, obtendo uma redução de dose de 6,7%. A faringe é

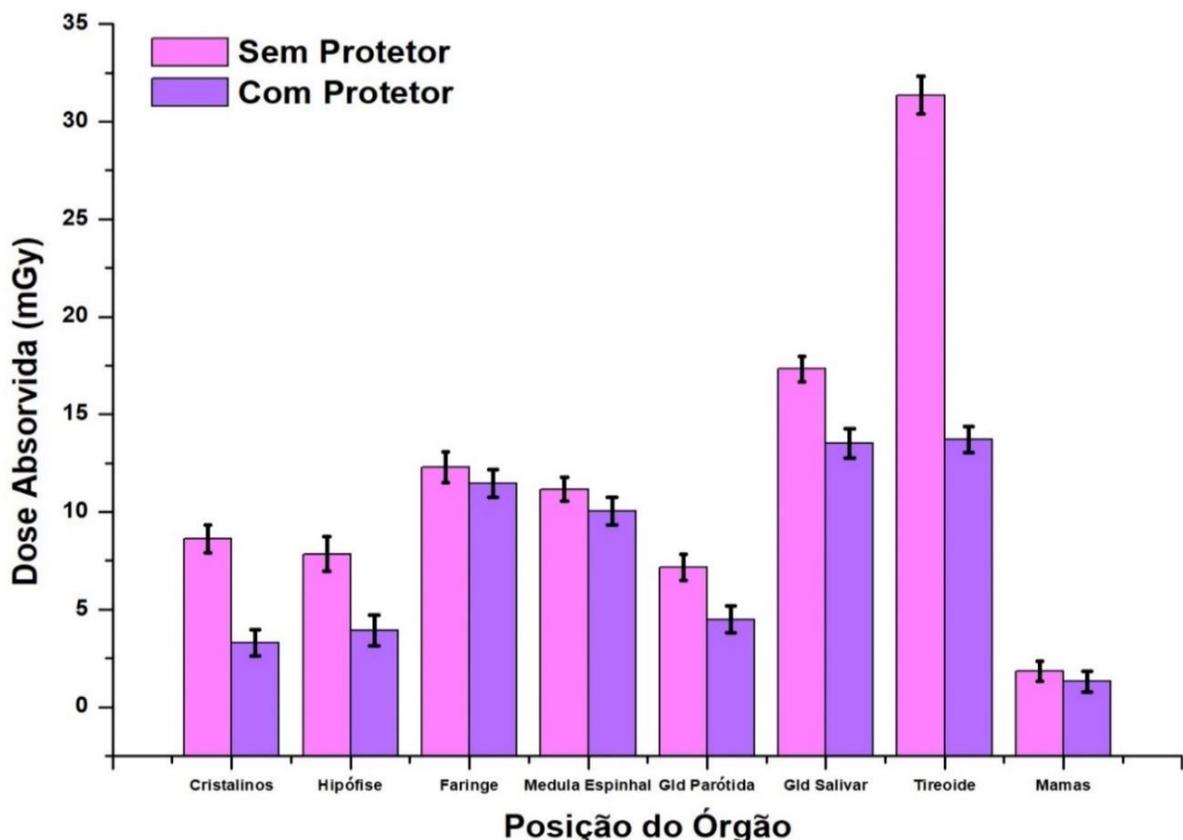
um órgão que está na região de incidência do feixe primário de raios X nas varreduras de TC de coluna cervical.

Os cristalinos tiveram doses absorvidas de 8,62 mGy e 3,29 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto e com o protetor respectivamente, por ação da deposição de energia devido a radiação espalhada mais afastada da área do exame. A redução de dose foi de 61,8% com o uso do protetor de bismuto.

Órgãos como hipófise, glândula parótida e mamas tiveram doses mais baixas por não se encontrarem na região diretamente irradiada pelo feixe primário. Assim sendo, esses órgãos apresentam deposição de energia devido à radiação espalhada mais afastada da área do exame.

A Figura 49 apresenta um gráfico de barras onde é possível observar as variações de dose em cada um dos órgãos estudados de acordo com a técnica empregada para a aquisição das imagens: sem e com o protetor de bismuto para pescoço, para as varreduras de TC de coluna cervical no tomógrafo T3 com o objeto simulador Hamley Atom masculino. Nesta figura é verificado que todos os órgãos tiveram redução de dose com o uso do protetor de bismuto.

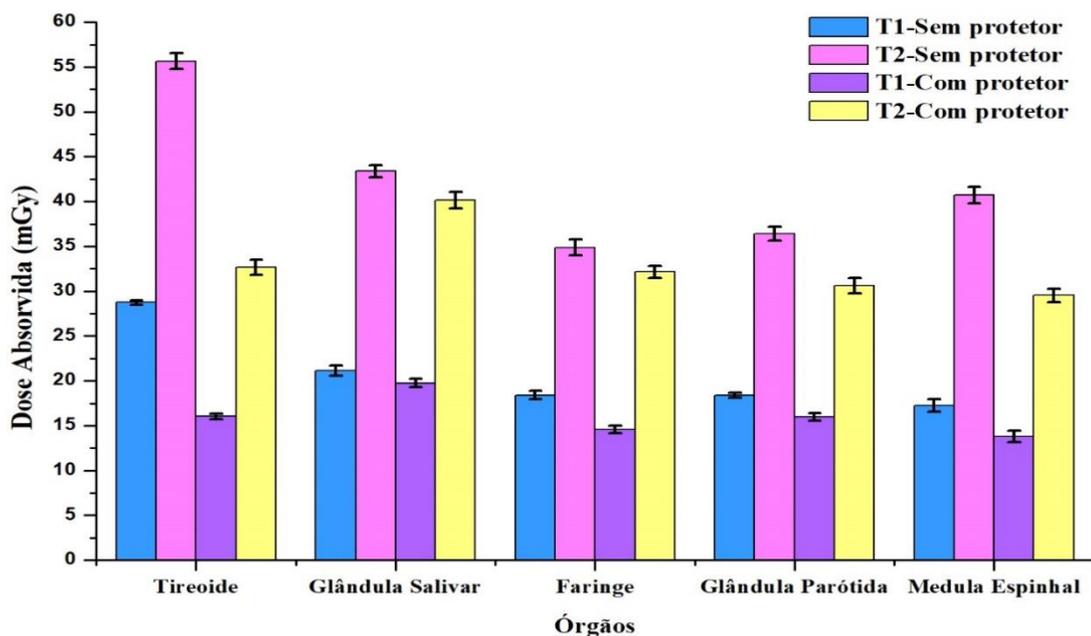
Figura 49: Dose absorvida em varreduras de TC de coluna cervical do objeto Hamley masculino em T3.



4.4 Comparação do Tomógrafo T1 e T2

As doses absorvidas dos experimentos realizados com o objeto simulador Alderson Rando masculino nos tomógrafos T1 e T2, tiveram as maiores doses ocorrendo na tireoide nas varreduras de TC de coluna cervical. A Figura 50 apresenta um gráfico que permite observar as doses absorvidas nos órgãos para as varreduras de TC de coluna cervical do objeto simulador Alderson masculino nos tomógrafos T1 e T2 com e sem o uso do protetor de bismuto.

Figura 50: Valores de doses absorvida em T1 e T2 com o objeto simulador Alderson masculino.



As doses registradas nos cristalinos sem o uso do protetor de bismuto foram de 28,74 mGy em T1 e de 55,66 mGy em T2. A diferença dos valores de dose absorvida foi de 26,86 mGy. Este diferencial pode ser devido aos parâmetros do protocolo de aquisição usado no tomógrafo T2, que tem apenas 4 canais e usa o pitch menor do que no protocolo de T1. A tecnologia do tomógrafo também influencia na definição dos protocolos como. Também pela a qualidade de resposta dos detectores, a distância entre o foco do feixe e o arco detector, a característica de filtração do feixe, softwares de aquisição e reconstrução de imagens, além de outros fatores e a diferença entre as tecnologias dos tomógrafos. A dose promovida na varredura de T2 foi 93,6% maior que em T1. A redução de dose percentual com o uso do protetor de bismuto de pescoço foi bem similar para os dois tomógrafos, de 44,2% em T1 e de 41,3% em T2.

A segunda maior dose absorvida em ambos tomógrafos foi na glândula salivar, sendo 21,15 mGy em T1 e 43,38 mGy em T2 sem o uso do protetor de bismuto de tireoide. A diferença na dose entre os dois foi de 22,23 mGy uma dose 105,1% maior na varredura de T2. O uso do protetor de bismuto promoveu uma pequena redução percentual de dose absorvida, de 6,6% em T1 e de 7,4% em T2 em relação ao não uso do protetor.

A terceira maior dose absorvida foi diferente entre os dois tomógrafos, em T1 o órgão na sequência das doses é a faringe e em T2 é a medula espinhal. As duas receberam doses de radiação espalhada por estarem próximas da área do feixe principal de raios X. Na faringe em T1 a dose absorvida sem o protetor de bismuto foi 18,41 mGy e em T2 de 34,88 mGy. A redução da dose foi de 21,0% em T1 e de 7,9% em T2 com o uso do protetor. A medula espinhal teve dose absorvida sem o uso do protetor de bismuto em T1 de 17,27 mGy e em T2 de 40,71 mGy. A redução da dose foi de 20,2% em T1 e de 27,5% em T2.

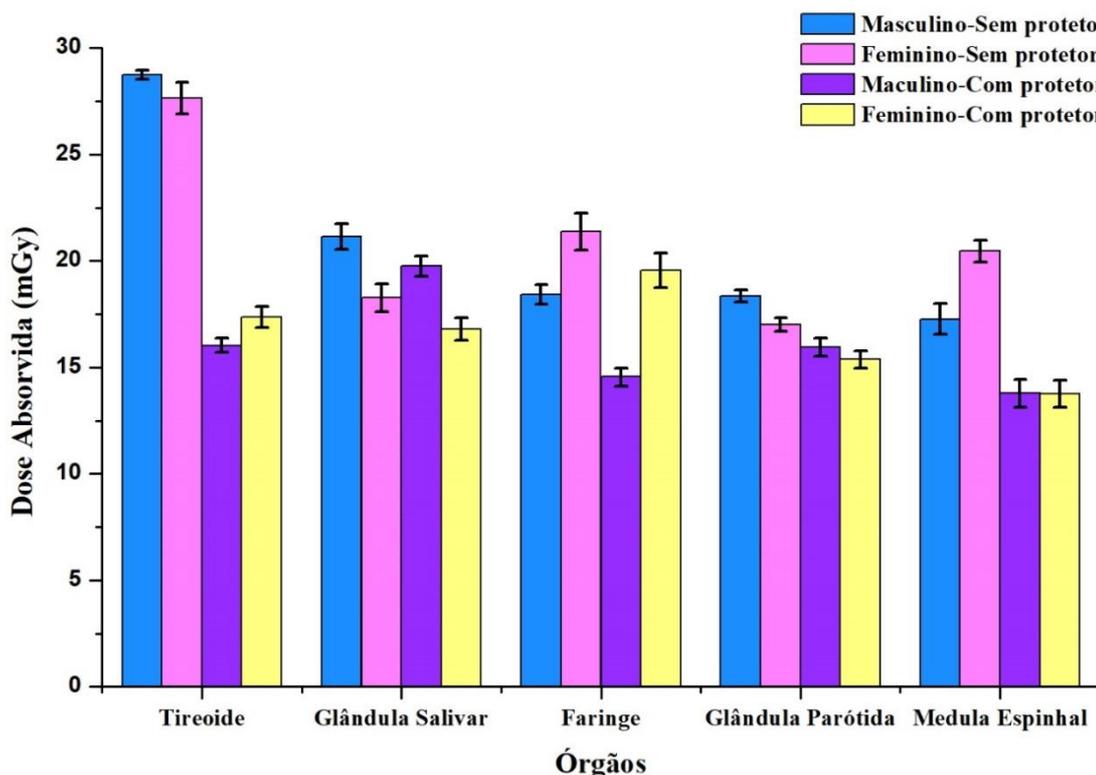
Em ambos tomógrafos o próximo órgão são as glândulas parótidas onde ocorreu uma dose de 18,36 mGy em T1 e 36,38 mGy em T2 sem o uso do protetor de bismuto. A diferença na dose entre os dois foi de 18,02 mGy. O uso do protetor promoveu uma redução na dose de 19,1% em T1 e de 15,9% em T2.

O uso do protetor de bismuto em T1 e T2 com o objeto simulador Alderson masculino apresentou redução nos valores de dose absorvida em todos os órgãos avaliados e com percentagens de redução de dose chegando em 44,2 %. A redução de 44,2% foi em T1 e de 41,3% em T2 na tireoide que é um órgão radiosensível que recebe a maior dose em varreduras de TC de coluna cervical.

4.5 Comparação dos objetos Alderson Masculino e Feminino

As varreduras de TC de coluna cervical dos objetos simuladores Alderson Rando masculino e feminino realizadas no tomógrafo T1 apresentaram os maiores valores de dose absorvidas na tireoide. A Figura 51 apresenta um gráfico que permite observar as doses absorvidas nos órgãos para as varreduras de TC de coluna cervical dos objetos simuladores Alderson masculino e feminino no tomógrafo T1 com e sem o uso do protetor de bismuto.

Figura 51: Valores de doses absorvida em T1 com os objetos simuladores Alderson masculino e feminino.



As doses registradas sem o uso do protetor de bismuto foram muito próximas, de 28,74 mGy no masculino e de 27,66 mGy no feminino. A diferença dos valores de dose absorvida foi de 1,08 mGy. O uso do protetor de bismuto promoveu uma redução de dose de 44,2 % para o objeto simulador masculino e de 37,2% para o feminino.

O segundo maior valor de dose absorvida registrado ocorreu nas glândulas salivares no objeto simulador masculino e na faringe no feminino. As glândulas salivares no objeto simulador masculino tiveram uma dose absorvida de 21,15 mGy sem o uso do protetor e no feminino 18,26 mGy. A redução da dose no masculino foi 6,6% e no feminino de 8,1%.

A faringe do objeto simulador feminino recebeu uma dose absorvida de 21,38 mGy sem o uso do protetor e do objeto simulador masculino foi de 18,41 mGy. A redução de dose com o uso do protetor de bismuto foi de 8,5% no feminino e de 21,0% no masculino.

As glândulas parótidas tiveram dose absorvida no objeto simulador masculino de 18,36 mGy na varredura sem o uso do protetor de bismuto e de 17,02 mGy no feminino. A redução na dose foi de 19,1% no objeto simulador masculino e de 9,7% no feminino. A dose absorvida nos cristalinos do objeto simulador masculino de 17,96 mGy sem o uso do protetor de bismuto e de 11,74 mGy no feminino. A redução na dose foi 18,5% no objeto simulador masculino e de 26,6% no feminino.

A medula espinhal teve uma dose absorvida de 17,27 mGy sem o uso do protetor de bismuto no objeto simulador masculino e de 20,47 mGy no feminino. A redução na dose foi de 20,2% no masculino e 32,8% no feminino.

O uso do protetor de bismuto em T1 com o uso do objeto simulador Alderson masculino e feminino apresentou redução nos valores de dose absorvida com percentagens de redução de dose maior que 40%. A redução de 44,2% ocorreu no masculino e de 37,2% no feminino na tireoide que é um órgão radiosensível que recebe a maior dose em varreduras de TC de coluna cervical.

4.6 Análise do Ruído das Imagens de Varreduras de Pescoço

Os resultados das taxas de ruídos nas varreduras de TC de coluna cervical nos objetos simuladores Alderson Rando masculino e feminino e Hamley Atom masculino é apresentado na Tabela 15. Como pode ser observado em todas as varreduras as taxas de ruído foram menores que 1%, que é bom para o diagnóstico médico. Também é notável que nas varreduras com o uso do protetor de bismuto as taxas foram um pouco maiores em relação ao não uso do protetor, mas ainda assim tiveram uma taxa menor que 1%.

Tabela 15: Taxas de ruído em varreduras de TC de coluna cervical com os objetos simuladores Alderson masculino e feminino e Hamley masculino.

Tomógrafo	Objeto Simulador	Varredura	Ruído (%)
T1	Alderson Masculino	Pescoço Sem Protetor	0,66
		Pescoço Com Protetor	0,73
	Alderson Feminino	Pescoço Sem Protetor	0,72
		Pescoço Com Protetor	0,81
T2	Alderson Masculino	Pescoço Sem Protetor	0,73
		Pescoço Com Protetor	0,86
T3	Hamley Masculino	Pescoço Sem Protetor	0,86
		Pescoço Com Protetor	0,89

4.7 Comparação com os Dados da Literatura

Na literatura se encontram vários trabalhos a respeito do uso do protetor de bismuto de cristalino, tireoide, tórax e mama. Desde o primeiro trabalho publicado sobre a utilização de protetor de bismuto como redutor de dose em varreduras de TC de tórax, vários pesquisadores começaram as investigações sobre este protetor para uso em vários órgãos (HOPPER e COLS., 1997).

Os resultados encontrados na literatura e neste estudo sobre o uso do protetor de bismuto de tireoide são demonstrados na Tabela 16. Em todos os estudos mostrados na tabela, registraram diminuição na dose absorvida com o uso do protetor de bismuto sobre o pescoço em varreduras de TC de coluna cervical. Também pode ser observado na tabela os autores, o objeto simulador utilizado, os órgãos avaliados, a dose absorvida sem e com o uso do protetor e a percentagem de redução de dose. Não foi encontrado valores de doses absorvidas nos órgãos: hipófise, faringe, medula espinhal, glândulas parótida e salivar.

Tabela 16: Doses absorvidas encontradas na literatura para varredura de TC de coluna cervical.

Autor - Ano	Varredura - Objeto Simulador	Órgãos	Dose Absorvida Sem Protetor (mGy)	Dose Absorvida Com Protetor (mGy)	Redução de Dose (%)
	Coluna Cervical-Alderson masculino	Tireoide	28,74	16,03	44,2
		Criticalinos	17,96	14,63	18,5
		Mamas	1,59	0,86	46,0
Este trabalho	Coluna Cervical-Alderson feminino	Tireoide	27,66	17,36	37,2
		Criticalinos	11,74	8,62	26,6
		Mamas	1,11	0,64	42,3
	Coluna Cervical - Hamley maculino	Tireoide	31,36	13,71	56,3
		Criticalinos	8,62	3,29	61,8
		Mamas	1,82	1,31	28,0
LYRA, 2015	Coluna Cervical-Alderson masculino	Tireoide	33,1	25,35	23,3
		Criticalinos	5,24	7,63	49,0
		Mamas	0,45	0,41	16,3
	Coluna Cervical-Alderson feminino	Tireoide	60,0	43,7	27,2
		Criticalinos	35,2	16,8	52,3
		Mamas	2,0	1,6	18,8
HOANG <i>et al.</i> , 2012	Coluna Cervical - Hamley feminino	Tireoide	27,63	18,40	33,41
		Mamas	20,40	17,93	12,09
GUNN <i>et al.</i> , 2009	Coluna Cervical - Alderson masculino	Tireoide	21,9	16,9	22,5
		Mamas	1,55	0,98	36,6

4.8 Conclusão do Capítulo

Neste capítulo foi possível avaliar as doses absorvidas em varreduras de TC de coluna cervical em três tomógrafos diferentes utilizando três objetos simuladores antropomórficos e antropométricos: modelo Hamley Atom masculino e Alderson Rando masculino e feminino.

Os resultados obtidos nas varreduras de TC de coluna cervical com o uso do protetor de bismuto para o pescoço mostraram ser adequado sua utilização para reduzir a dose absorvida em todos os órgãos independentemente do tomógrafo, protocolo ou objeto simulador. Obteve diminuição na dose absorvida da tireoide em mais de 40% em relação à varredura sem o uso do protetor de bismuto. As taxas de ruídos nas imagens com e sem o uso do protetor ficaram abaixo de 1%, sendo consideradas boas para o diagnóstico médico.

A comparação entre os resultados dos dois tomógrafos T1 e T2 com o uso do objeto simulador Alderson Rando masculino teve resultados de redução semelhantes e demonstrou a eficácia do uso do protetor de bismuto. As doses no tomógrafo T2 foram significativamente maiores e um ajuste no protocolo com o controle da qualidade da imagem, pode vir a otimizar o processo de aquisição neste aparelho.

Os resultados da comparação entre o objeto simulador Alderson Rando masculino e feminino no tomógrafo T1 mostraram que foram obtidos resultados similares de redução de dose demonstrando variações associadas às diferenças anatômicas entre os dois objetos e que tiveram eficácia na redução da dose com o uso do protetor de bismuto.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES: VARREDURAS DE CRÂNIO

Neste capítulo serão apresentados os resultados experimentais obtidos da análise das medidas das doses absorvidas nos órgãos radiosensíveis e proximidades para as varreduras de TC de crânio. Primeiramente serão apresentados os resultados dos objetos simuladores Alderson Rando masculino e feminino e depois do Hamley Atom masculino. Posteriormente será realizada a discussão sobre esses dados. Em seguida é feita uma análise do ruído visando a verificar o aumento do ruído devido ao uso do protetor de bismuto e por último, a conclusão do capítulo.

5.1 Objeto Simulador Alderson Rando Masculino

Na Tabela 17 são apresentados os resultados dos registros de dose absorvida nos órgãos para as varreduras de TC de crânio do objeto simulador Alderson Rando masculino no tomógrafo T1 utilizando o protocolo da Tabela 5. Foram realizadas três varreduras: sem e com o uso do protetor de bismuto de cristalino e com a técnica de posicionamento com a cabeça do paciente inclinada sem o uso do protetor de bismuto, visando a não irradiar diretamente os cristalinos. Cada dado registrado está acompanhado do valor de desvio padrão da medida.

Tabela 17: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T1 do objeto Alderson masculino.

Órgão	Dose Absorvida (mGy)		
	Sem protetor de bismuto	Com protetor de bismuto	Cabeça Inclinada Sem protetor de bismuto
Cristalinos	19,01 ± 0,77	12,83 ± 0,90	2,75 ± 0,48
Hipófise	9,59 ± 0,45	7,06 ± 0,54	5,99 ± 0,67
Faringe	2,46 ± 0,62	0,93 ± 0,41	0,34 ± 0,29
Medula Espinhal	0,76 ± 0,56	0,61 ± 0,58	0,77 ± 0,38
Glândula Parótida	18,35 ± 0,67	16,67 ± 0,76	4,30 ± 0,95
Glândula Salivar	7,30 ± 0,55	6,55 ± 0,36	1,06 ± 0,38
Tireoide	1,62 ± 0,35	0,61 ± 0,41	1,08 ± 0,38
Mamas	0,91 ± 0,26	0,64 ± 0,22	0,60 ± 0,38

O maior valor de dose absorvida registrado foi 19,01 mGy e ocorreu nos cristalinos para a varredura sem o uso de protetor de bismuto. Os cristalinos são órgãos que estão na região de incidência do feixe primário de raios X nas varreduras de TC de crânio e mais próximos à superfície do corpo. A dose absorvida pelos cristalinos para a varredura com o uso do protetor de bismuto sobre os olhos foi de 12,83 mGy, reduzida devido ao efeito da absorção do feixe primário dos raios X pelo protetor de bismuto na incidência frontal. A dose absorvida na varredura com a técnica proposta de cabeça inclinada foi 2,75 mGy.

O valor da dose absorvida nas glândulas parótidas foi de 18,35 mGy para varredura sem o uso do protetor de bismuto. As parótidas são órgãos superficiais e estão na região de incidência do feixe primário de raios X nas varreduras de TC de crânio. As doses absorvidas pelas glândulas parótidas para as varreduras com o uso do protetor de bismuto sobre os olhos e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada foram 16,67 mGy e 4,30 mGy, respectivamente.

A hipófise obteve dose absorvida de 9,59 mGy, 7,06 mGy e 5,99 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto, com o uso do protetor de bismuto e com a técnica de posicionamento do paciente com a cabeça inclinada, respectivamente. Nas glândulas salivares os

valores foram de 7,30 mGy sem o uso do protetor, 6,55 mGy com o uso do protetor e 1,06 mGy com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada. A dose nas glândulas salivares foram menores por estarem em uma região próxima da incidência do feixe primário e gerada pela radiação espalhada em órgãos próximos da área do exame. A técnica de inclinação da cabeça promove um maior distanciamento do feixe primário dessas glândulas, o que reduziu consideravelmente a dose nos órgãos citados.

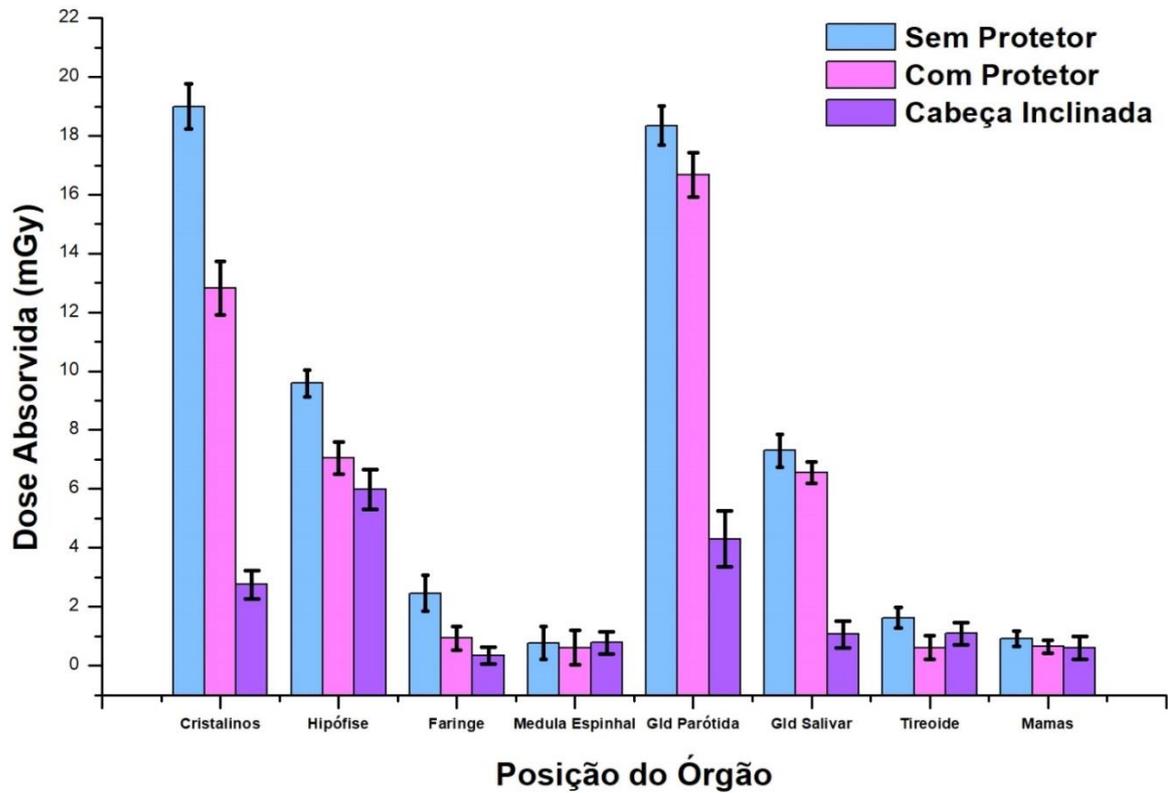
Para os cristalinos o uso do protetor de bismuto promoveu uma redução na dose absorvida de 32,5 % em relação à varredura sem o protetor. Também é observado que com a cabeça inclinada a redução da dose foi de 85,5%. Nas glândulas parótidas o uso do protetor de bismuto promoveu redução na dose absorvida 9,1%. Entretanto, com a cabeça do paciente inclinada a redução da dose foi de 76,5%.

Na hipófise a redução de dose foi de 26,3% com o uso do protetor de bismuto e de 37,5% com a cabeça inclinada. Nas glândulas salivares a redução da dose foi de 10,2% com o uso do protetor de bismuto e de 85,4% com a cabeça inclinada. Na faringe a redução na dose foi de 62,2% com o uso do protetor de bismuto e 86,2% com cabeça inclinada.

A tireoide apresentou pequenos desvios para valores de dose absorvida, quando comparados com os valores de órgãos diretamente irradiados e órgãos mais distantes como a medula espinhal e as mamas que não tiveram variações consideráveis de dose.

A Figura 53 apresenta um gráfico de barras onde é possível observar as variações de dose absorvidas e as barras de desvio padrão das medidas em cada um dos órgãos estudados de acordo com a técnica empregada para a aquisição das imagens: sem e com o protetor de bismuto para olhos e com o crânio inclinado, para as varreduras no tomógrafo T1 com o objeto simulador Alderson Rando masculino. Nesta figura é notável que todos os órgãos tiveram redução de dose com as duas técnicas utilizadas para varredura de TC de crânio. Não houve variação significativa nas doses depositadas nas mamas, tireoide e medula espinhal.

Figura 52: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio do objeto Alderson masculino em T1.



Na Tabela 18 são apresentados os resultados dos registros de dose absorvida nos órgãos para as varreduras de TC de crânio do objeto simulador Alderson Rando masculino no tomógrafo T2 utilizando o protocolo apresentado na Tabela 5. Foram realizadas três varreduras: sem e com o uso do protetor de bismuto de olhos e com a técnica de posicionamento com a cabeça do paciente inclinada visando a não irradiação diretamente dos cristalinos. Cada dado encontrado está acompanhado do valor de desvio padrão da medida.

Tabela 18: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T2 do objeto Alderson masculino.

Órgão	Dose Absorvida (mGy)		
	Sem protetor de bismuto	Com protetor de bismuto	Cabeça Inclinada Sem protetor de bismuto
Cristalinos	35,21 ± 0,67	24,23 ± 0,89	4,13 ± 0,66
Hipófise	16,99 ± 0,87	14,33 ± 0,77	15,01 ± 0,48
Faringe	5,62 ± 0,55	3,53 ± 0,62	2,15 ± 0,34
Medula Espinhal	1,95 ± 0,35	1,62 ± 0,44	1,57 ± 0,37
Glândula Parótida	30,79 ± 0,89	27,38 ± 0,81	4,25 ± 0,65
Glândula Salivar	3,99 ± 0,44	3,06 ± 0,37	0,61 ± 0,44
Tireoide	0,98 ± 0,32	0,12 ± 0,09	0,23 ± 0,13
Mamas	0,48 ± 0,31	0,42 ± 0,26	0,14 ± 0,10

O maior valor de dose absorvida registrado foi de 35,21 mGy e ocorreu nos cristalinos para a varredura sem o uso de protetor de bismuto. As doses absorvidas pelos cristalinos para as varreduras com o uso do protetor sobre os olhos e com o posicionamento com a cabeça inclinada foram 24,23 mGy e 4,13 mGy, respectivamente.

O valor da dose absorvida nas glândulas parótidas foi de 30,79 mGy para varredura sem o uso do protetor de bismuto. As parótidas são órgãos superficiais e estão na região de incidência do feixe primário de raios X nas varreduras de TC de crânio. As doses absorvidas pelas glândulas parótidas para as varreduras com o uso do protetor de bismuto sobre os olhos e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada foram 27,38 mGy e 4,25 mGy, respectivamente.

A hipófise teve doses absorvidas de 16,99 mGy, 14,33 mGy e 15,01 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto sobre os olhos, com protetor e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada, respectivamente. Na faringe os valores foram de 5,62 mGy na varredura sem protetor de bismuto, 3,53 mGy com protetor e 2,15 mGy com cabeça inclinada.

Nas glândulas salivares os valores foram de 3,99 mGy, 3,06 mGy e 0,61 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto, com protetor e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada, respectivamente. A dose nas glândulas salivares foram menores por estarem em uma região próxima da incidência do feixe primário e devido à radiação espalhada em órgãos próximos da área do exame. A inclinação da cabeça promove um maior distanciamento do feixe primário, o que reduziu consideravelmente a dose nos órgãos citados.

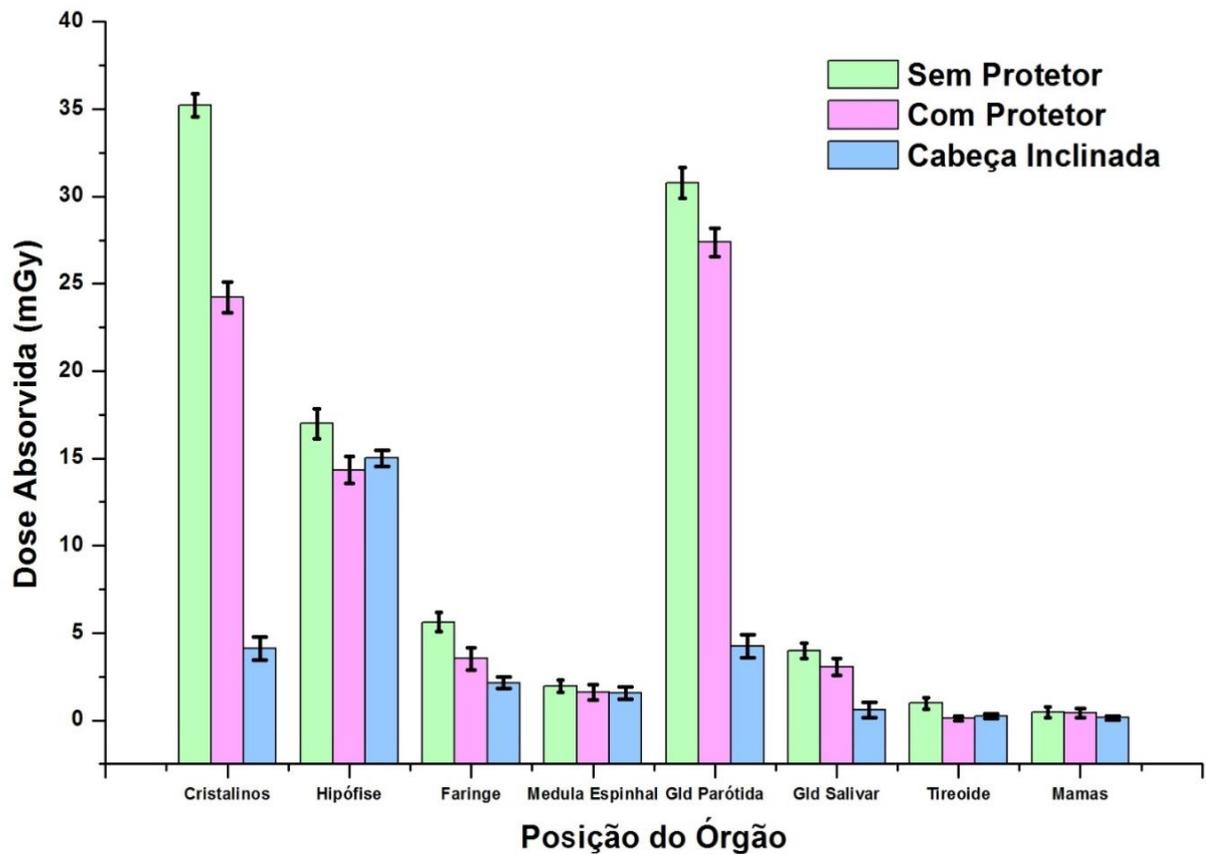
Para os cristalinos o uso do protetor de bismuto promoveu uma redução na dose absorvida de 31,2 % em relação à varredura sem o protetor. Também é observado que com a cabeça inclinada a redução da dose foi de 88,2%. Nas glândulas parótidas o protetor de bismuto promoveu uma redução de 11,1%. Entretanto, com a cabeça inclinada a redução de dose foi de 86,1%.

Na hipófise houve uma redução de 15,6% com o uso do protetor de bismuto e de 11,6% com a cabeça inclinada. Na faringe com o uso do protetor a redução de dose foi de 37,1% e de 61,7% com a cabeça inclinada. Nas glândulas salivares houve redução da dose como uso do protetor de bismuto de 23,3% e de 84,7% com a cabeça inclinada.

A tireoide apresentou pequenos desvios para valores de dose pequenos, quando comparados com os valores de órgãos diretamente irradiados e órgãos mais distantes como a medula espinhal e as mamas não tiveram variações consideráveis de dose absorvida.

A Figura 53 apresenta um gráfico de barras onde é possível observar as variações de dose em cada um dos órgãos estudados de acordo com a técnica empregada para a aquisição das imagens: sem e com o protetor de bismuto para olhos e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada sem o protetor de bismuto, para as varreduras no tomógrafo T2 com o objeto simulador Alderson Rando masculino. Nesta figura é verificado que todos os órgãos tiveram redução de dose com as duas técnicas utilizadas para varredura de cabeça.

Figura 53: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio do objeto Alderson masculino em T2.



5.2 Objeto Simulador Alderson Rando Feminino

Na Tabela 19 são apresentados os resultados dos registros de dose absorvida nos órgãos para as varreduras de TC de crânio do objeto simulador Alderson Rando feminino no tomógrafo T1 utilizando o protocolo apresentado na Tabela 7. Foram realizadas três varreduras: sem e com o uso do protetor de bismuto de olhos e com a técnica de posicionamento com a cabeça do paciente inclinada visando a não irradiar diretamente os cristalinos. Cada valor registrado está acompanhado do valor de desvio padrão da medida.

Tabela 19: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T1 do objeto Alderson feminino.

Órgão	Dose Absorvida (mGy)		
	Sem protetor de bismuto	Com protetor de bismuto	Cabeça Inclinada Sem protetor de bismuto
Cristalinos	17,44 ± 0,66	9,49 ± 0,57	2,46 ± 0,57
Hipófise	15,36 ± 0,47	13,79 ± 0,46	10,06 ± 0,67
Faringe	2,46 ± 0,28	1,20 ± 0,41	0,85 ± 0,29
Medula Espinhal	1,74 ± 0,56	0,48 ± 0,58	0,85 ± 0,38
Glândula Parótida	22,98 ± 0,69	20,18 ± 0,81	3,90 ± 0,64
Glândula Salivar	4,29 ± 0,55	2,65 ± 0,38	1,25 ± 0,32
Tireoide	2,35 ± 0,30	1,49 ± 0,41	1,54 ± 0,36
Mamas	0,95 ± 0,31	0,49 ± 0,22	0,56 ± 0,36

O maior valor dose absorvida registrado foi 22,98 mGy e ocorreu nas glândulas parótidas para a varredura sem o uso do protetor de bismuto. As glândulas parótidas são órgãos superficiais e estão na região de incidência do feixe primário e secundário dos raios X. Devido ao menor volume da anatomia do objeto simulador feminino em relação ao masculino, principalmente na parte da cabeça, onde a região da maxila é menor que a parte superior do crânio, a dose absorvida pela glândula parótida foi ligeiramente maior que no cristalino, diferentemente do que ocorreu com o objeto simulador masculino. O valor da dose absorvida pelas glândulas parótidas para as varreduras de TC de crânio com o uso do protetor de bismuto e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada foram de 20,18 mGy e 3,90 mGy, respectivamente.

O valor da dose absorvida nos cristalinos foi de 17,44 mGy sem o uso do protetor de bismuto. Os cristalinos são órgãos que estão na região de incidência do feixe primário de raios X nas varreduras de TC de crânio e mais próximos à superfície do corpo. As doses absorvidas pelos cristalinos para as varreduras com o uso do protetor de bismuto foi de 9,49 mGy e de 2,46 mGy com a técnica de cabeça inclinada.

A hipófise teve valores de dose absorvida de 15,36 mGy, 13,79 mGy e 10,06 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto, com o uso do protetor e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada, respectivamente. Nas glândulas salivares os valores de dose absorvida foram de 4,29 mGy, 2,65 mGy e 1,25 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto, com o uso do protetor e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada, respectivamente. A dose nas glândulas salivares foram menores por estarem em uma região próxima da incidência do feixe primário e devido à radiação espalhada em órgãos próximos da área do exame. A inclinação da cabeça promove um maior distanciamento do feixe primário, o que reduziu consideravelmente a o valor da dose absorvida nestes órgãos.

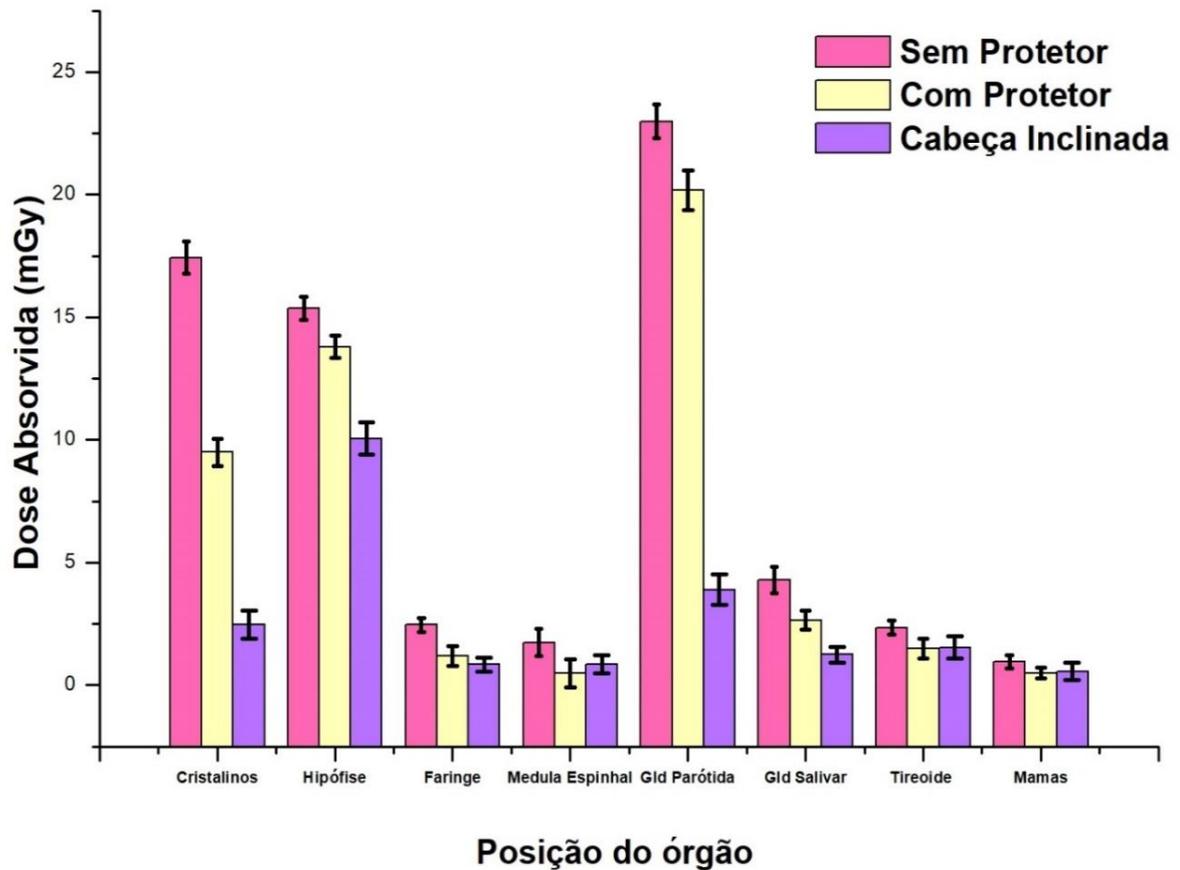
Para as glândulas parótidas o uso do protetor de bismuto promoveu uma redução na dose absorvida de 12,2% em relação à varredura sem o protetor. Também é observado que com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada houve redução na dose de 85,8% em relação à varredura sem o uso do protetor. Nos cristalinos, que foram o segundo órgão com maior dose, o uso do protetor de bismuto promoveu redução na dose de 45,5%. Com a cabeça do paciente inclinada a redução de dose foi de 85,0%.

Na hipófise houve redução da dose com o uso do protetor de bismuto de 10,2% e de 34,5% com a cabeça inclinada. Na glândula salivar houve redução de dose de 38,2% com o uso do protetor e de 70,8% com a cabeça inclinada. A faringe teve redução de dose de 51,2% com o uso do protetor e de 65,4% com a cabeça inclinada.

A tireoide apresentou pequenos desvios para valores de dose pequenos, quando comparados com os valores de órgãos diretamente irradiados e órgãos mais distantes como a medula espinhal e as mamas que não tiveram variações consideráveis de dose.

A Figura 54 apresenta um gráfico de barras onde é possível observar as variações de dose em cada um dos órgãos estudados de acordo com a técnica empregada para a aquisição das imagens: sem e com o protetor de bismuto para olhos e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada sem o uso do protetor de bismuto, para as varreduras de TC de crânio no tomógrafo T1 com o objeto simulador Alderson Rando feminino. Nesta figura é verificado que todos os órgãos tiveram redução de dose com as duas técnicas utilizadas para varredura de cabeça.

Figura 54: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio do objeto Alderson feminino em T1.



5.3 Objeto Simulador Hamley Atom Masculino

Na Tabela 20 são apresentados os resultados dos registros de dose absorvida nos órgãos para as varreduras de TC de crânio do objeto simulador Hamley Atom masculino no tomógrafo T3 utilizando o protocolo apresentado na Tabela 9. Foram realizadas três varreduras: sem e com o uso do protetor de bismuto de olhos e com a técnica de posicionamento com a cabeça do paciente inclinada visando a não irradiar diretamente os cristalinos. Cada valor encontrado está acompanhado do valor de desvio padrão da medida.

Tabela 20: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T3 do objeto Hamley masculino.

Órgão	Dose Absorvida (mGy)		
	Sem protetor de bismuto	Com protetor de bismuto	Cabeça Inclinada Sem protetor de bismuto
Cristalinos	47,16 ± 0,55	33,02 ± 0,62	20,42 ± 0,78
Hipófise	30,43 ± 0,93	26,67 ± 0,92	18,17 ± 0,85
Faringe	14,45 ± 0,44	11,60 ± 0,85	5,99 ± 0,88
Medula Espinhal	5,62 ± 0,58	4,86 ± 0,74	3,70 ± 0,59
Glândula Parótida	46,01 ± 0,58	43,40 ± 0,65	4,48 ± 0,73
Glândula Salivar	7,55 ± 0,66	6,23 ± 0,93	3,15 ± 0,78
Tireoide	2,22 ± 0,50	2,11 ± 0,89	2,02 ± 0,51
Mamas	1,27 ± 0,61	1,16 ± 0,78	0,66 ± 0,43

O maior valor de dose absorvida registrado foi 47,16 mGy e ocorreu nos cristalinos para a varredura sem o uso de protetor de bismuto. As doses absorvidas pelos cristalinos para as varreduras com o uso do protetor e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada foram de 33,02 mGy e 20,42 mGy, respectivamente.

O valor da dose absorvida nas glândulas parótidas foi de 46,01 mGy para varredura sem o uso do protetor de bismuto, por serem órgãos superficiais e estarem na região de incidência do feixe primário de raios X. Os valores de dose absorvida nas glândulas parótidas para as varreduras com o uso do protetor e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada foram de 43,40 mGy e 4,48 mGy, respectivamente.

A hipófise teve valores de dose absorvida de 30,43 mGy, 26,67 mGy e 19,71 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto, com o protetor e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada, respectivamente. A faringe teve valores de dose absorvida de 14,45 mGy, 11,60 mGy e 5,99 mGy, nas varreduras sem o uso do protetor de bismuto, com o protetor e com a cabeça inclinada, respectivamente.

Nas glândulas salivares os valores foram de 7,55 mGy sem o uso do protetor, 6,23 mGy com o protetor e 3,15 mGy com a cabeça inclinada. A dose nas glândulas salivares fo-

ram menores por estarem em uma região próxima da incidência do feixe primário e devido à radiação espalhada em órgãos próximos da área do exame. A inclinação da cabeça promove um maior distanciamento do feixe primário, o que reduziu consideravelmente a dose nos órgãos citados.

Órgãos como medula espinhal, tireoide e mamas tiveram doses mais baixas por não se encontrarem na região diretamente irradiada pelo feixe primário. Assim sendo, esses órgãos apresentam deposição de energia devido à radiação espalhada mais afastada da área do exame.

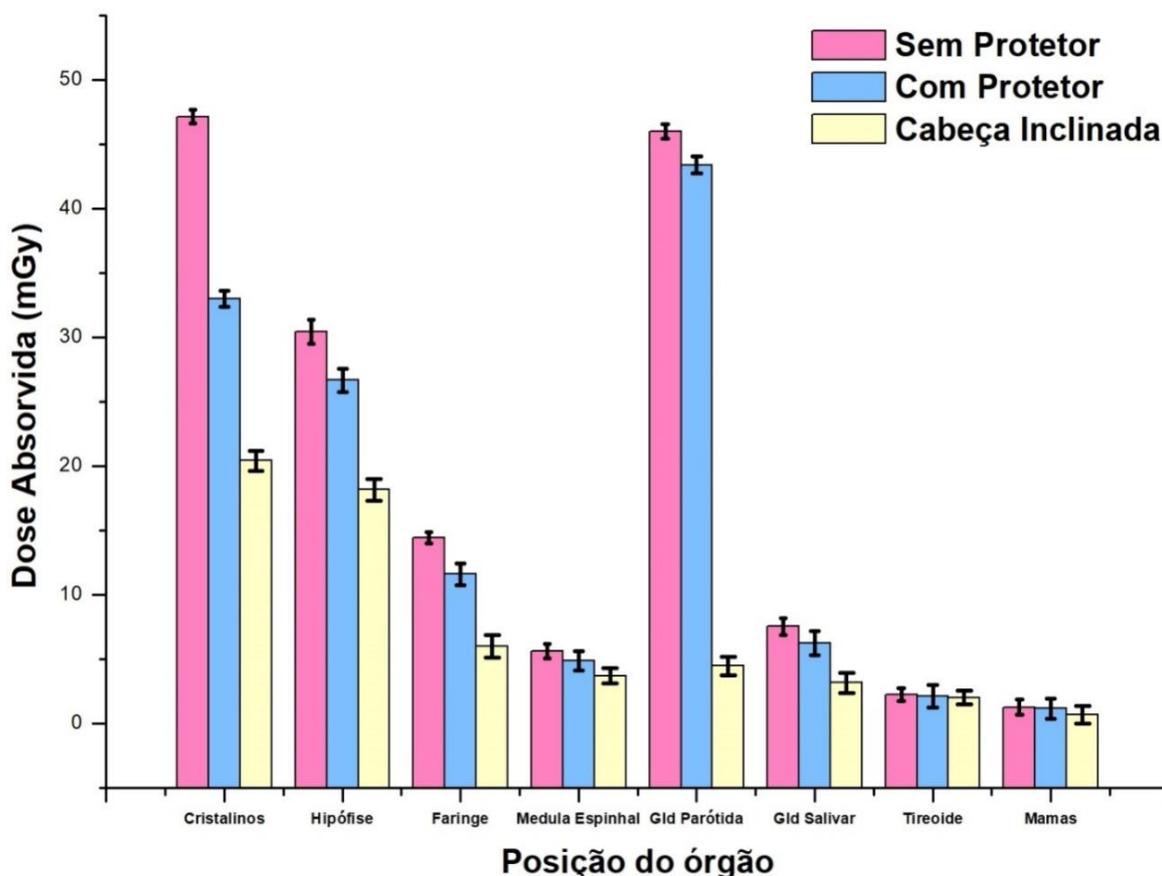
Para os cristalinos o uso do protetor de bismuto promoveu uma redução na dose absorvida de 29,9% em relação à varredura sem o protetor. Com a cabeça inclinada a redução da dose foi de 56,7%. Nas glândulas parótidas o uso do protetor de bismuto promoveu uma redução pequena da dose absorvida, de apenas 5,6%. Entretanto, com a cabeça do paciente inclinada a redução de dose foi de 90,2%.

Na hipófise houve uma redução de 12,3% com o uso do protetor de bismuto e de 40,2% com a cabeça inclinada. Nas glândulas salivares houve redução da dose de 17,4% com o uso do protetor de bismuto e de 58,2% com a cabeça inclinada. Na faringe teve redução de dose de 19,7% com o uso do protetor de bismuto e 58,5% com a cabeça inclinada.

A tireoide apresentou pequenos desvios para valores de dose pequenos, quando comparados com os valores de órgãos diretamente irradiados e órgãos mais distantes como a medula e espinhal e as mamas não tiveram variações consideráveis de dose.

A Figura 55 apresenta um gráfico de barras onde é possível observar as variações de dose em cada um dos órgãos estudados de acordo com a técnica empregada para a aquisição das imagens: sem e com o protetor de bismuto para olhos e com o crânio inclinado sem o protetor de bismuto, para as varreduras de TC de crânio no tomógrafo T3 com o objeto simulador Hamley Atom masculino. Nesta figura é verificado que todos os órgãos tiveram redução de dose com as duas técnicas de redução utilizadas para varredura de cabeça.

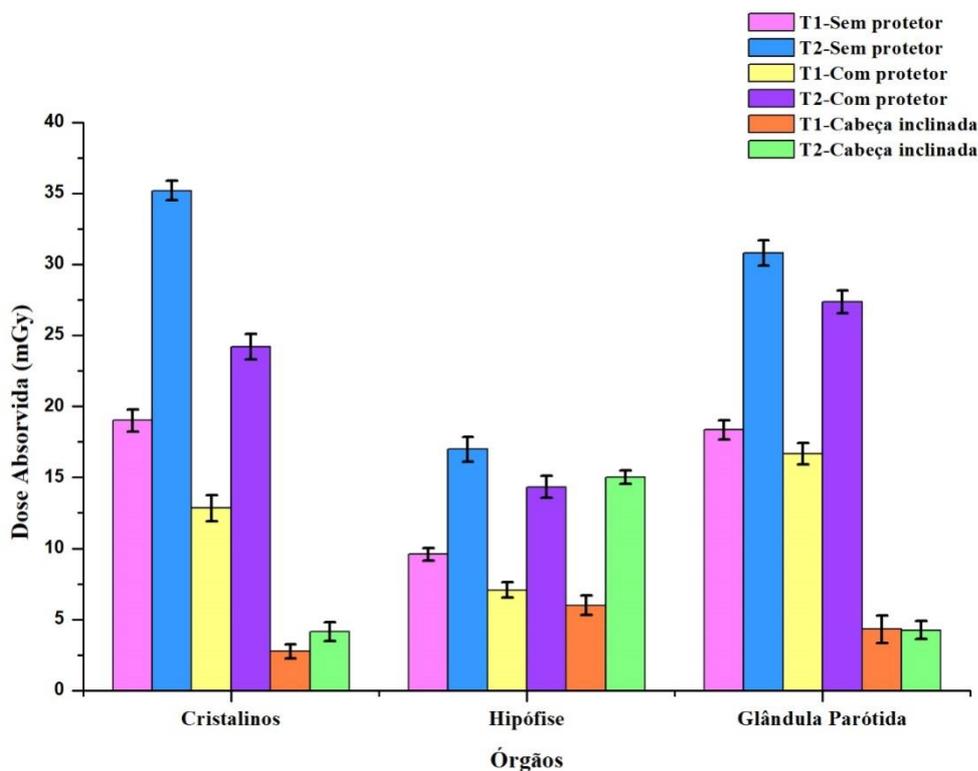
Figura 55: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio do objeto Hamley masculino em T3.



5.4 Comparação do Tomógrafo T1 e T2

As doses absorvidas dos experimentos realizados com o objeto simulador Alderson Rando masculino nos tomógrafos T1 e T2, tiveram as maiores doses ocorrendo nos cristalinos nas varreduras de TC de crânio. A Figura 56 apresenta um gráfico que permite observar as doses absorvidas nos órgãos para as varreduras de TC de crânio do objeto simulador Alderson masculino nos tomógrafos T1 e T2 sem e com o uso do protetor de bismuto e com a cabeça inclinada sem o uso do protetor de bismuto.

Figura 56: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T1 e T2 do objeto Alderson masculino.



As doses registradas sem o uso do protetor de bismuto foram de 19,01 mGy em T1 e de 35,21 mGy em T2. A diferença dos valores de dose absorvida foi de 16,2 mGy. Esta diferença pode ser devido às diferenças nos parâmetros do protocolo usado no tomógrafo T2, que tem apenas 4 canais e usa o pitch menor que o tomógrafo T1. A dose promovida na varredura de T2 foi 53,9% maior que em T1. A redução de dose percentual com o uso do protetor de bismuto de cristalino foi bem similar para os dois tomógrafos, de 32,5% em T1 e de 31,2% em T2. Na varredura com a cabeça inclinada a redução da dose foi de 85,5% em T1 e 88,2% em T2.

A segunda maior dose absorvida em ambos tomógrafos foi nas glândulas parótidas, sendo 18,35 mGy em T1 e 30,79 mGy em T2 sem o uso do protetor de bismuto de cristalino. A diferença na dose entre os dois foi de 12,44 mGy uma dose 67,79% maior na varredura de T2. O uso do protetor de bismuto promoveu redução na dose de 9,1% em T1 e de 11,1% em T2. Nas varreduras com a cabeça inclinada a redução foi de 76,5% em T1 e de 86,1% em T2 em comparação sem o uso de protetor.

Nos órgãos não irradiados diretamente como: glândulas salivares, faringe, medula espinhal, tireoide e mamas houve pequenas variações nos valores de doses com o uso das técni-

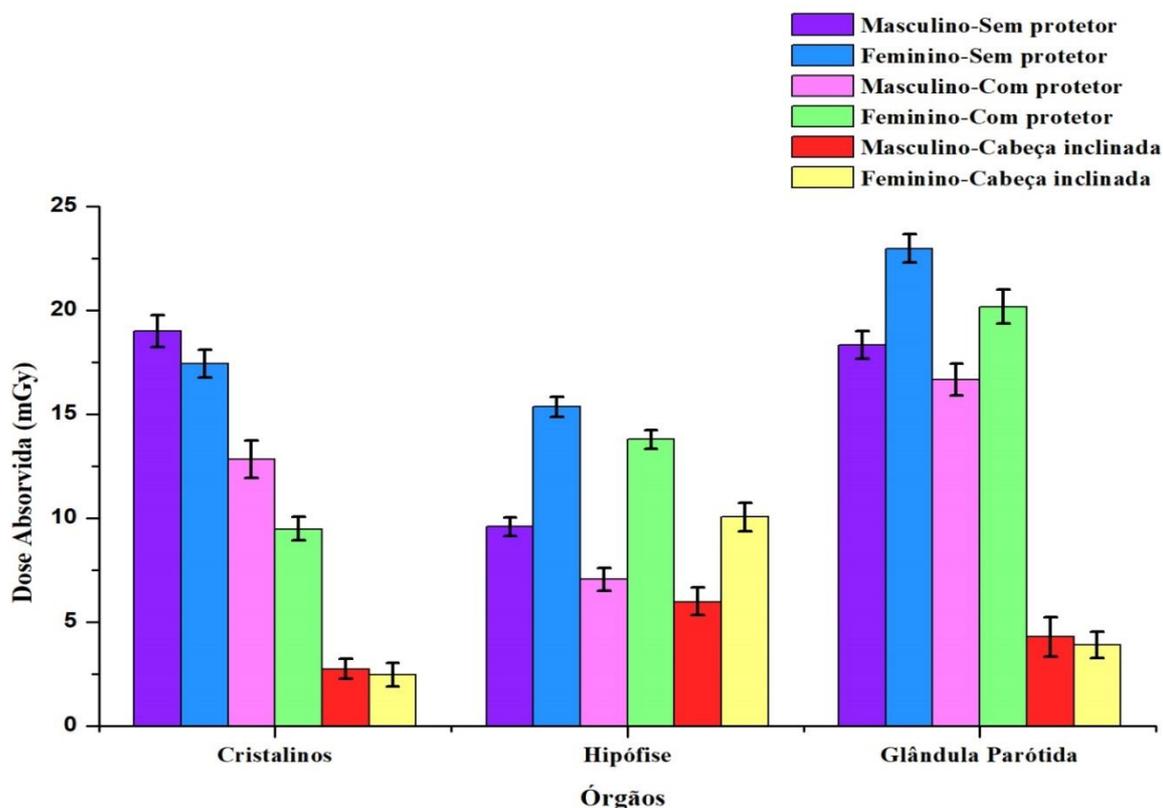
cas de redução. No entanto, os valores de dose nesses órgãos são relativamente menores quando comparados com os órgãos diretamente irradiados.

O uso do protetor de bismuto em T1 e T2 com o objeto Alderson masculino apresentou redução nos valores de dose absorvida, mas inegavelmente a varredura com a cabeça do paciente inclinada demonstrou ser a melhor opção com maiores percentagens de redução de dose, chegando em mais de 80%. A redução de 88,2% ocorreu nos cristalinos em T2 do objeto simulador masculino. Os cristalinos são órgãos radiosensíveis que recebem a maior dose em varreduras de TC de crânio.

5.5 Comparação do Objeto Simulador Masculino e Feminino

O objeto simulador Alderson Rando feminino apresentou valores de dose absorvida um pouco diferentes em relação ao masculino. A Figura 57 apresenta um gráfico que permite observar as doses absorvidas nos órgãos para as varreduras de TC de crânio dos objetos simuladores Alderson masculino e feminino no tomógrafo T1 com e sem o uso do protetor de bismuto e com a técnica de posicionamento com a cabeça inclinada.

Figura 57: Dose absorvida em varreduras de TC de crânio em T1 com os objetos simuladores Alderson masculino e feminino.



No objeto simulador feminino na varredura de TC de crânio teve sua maior dose absorvida nas glândulas parótidas, de 22,98 mGy, sem o uso do protetor de bismuto. Vale ressaltar que o objeto simulador feminino tem dimensões e peso menores que a do masculino, sendo 175 cm de altura o masculino e 155 cm o feminino, e com peso de 73,5 kg o masculino e 50 kg o feminino.

No objeto simulador feminino as glândulas parótidas obtiveram 12,2% de redução na dose com o uso do protetor de bismuto e de 85,8% com a cabeça inclinada. No modelo masculino as glândulas parótidas tiveram uma dose de 18,35 mGy sem o uso do protetor, tendo uma redução pequena de apenas 9,1% com o uso do protetor em comparação ao seu não uso. Com a inclinação da cabeça teve redução na dose de 76,5%.

No objeto simulador masculino o valor de dose absorvida mais alto ocorreu nos cristalinos, de 19,01 mGy, sem o uso do protetor de bismuto. A redução da dose foi de 32,5% com o uso do protetor e de 85,5% com a cabeça inclinada. No feminino a dose absorvida dos cristalinos foi de 17,44 mGy sem o uso do protetor, tendo redução na dose de 45,5% com o uso do protetor de bismuto e de 85,0% com a cabeça inclinada.

Nos órgãos não irradiados diretamente como: glândulas salivares, faringe, medula espinhal, tireoide e mamas houve pequenos desvios nos valores de doses com o uso das técnicas de redução. No entanto, os valores de dose nesses órgãos são relativamente menores quando comparados com os órgãos diretamente irradiados.

O uso do protetor de bismuto no tomógrafo T1 com o objeto simulador Alderson masculino e feminino apresentou redução nos valores de dose absorvida, mas inegavelmente a varredura de crânio utilizando a técnica de posicionamento com a cabeça do paciente inclinada demonstrou ser a melhor opção, com maiores percentagens de redução de dose, chegando em mais de 80%. A redução de 85,5% ocorreu nos cristalinos em T1 com o posicionamento da cabeça inclinada. Os cristalinos são órgãos radiosensíveis que, geralmente, recebem a maior dose em varreduras de TC de crânio.

5.6 Análise do Ruído das Imagens de Varreduras de Cabeça

Os resultados obtidos das taxas de ruídos nas varreduras de TC de crânio nos objetos simuladores Alderson Rando masculino e feminino e Hamley Atom masculino são apresentados na Tabela 21. Como pode ser notado em todas as varreduras as taxas de ruído foram menores que 1%, que é bom para o diagnóstico médico. Também é verificado que nas varreduras com o uso do protetor de bismuto a taxa foi um pouco maior em relação as outras varreduras,

mas ainda assim tiveram uma taxa menor que 1%. Com a técnica de posicionamento da cabeça inclinada as taxas de ruídos foram menores que 1% e mais baixas do que com o uso do protetor de cristalinos.

Tabela 21: Taxas de ruídos em varreduras de TC de crânio nos objetos simuladores Alderson masculino e feminino e Hamley masculino.

Tomógrafo	Objeto Simulador	Varredura	Ruído (%)
T1	Alderson Masculino	Crânio Sem Protetor	0,75
		Crânio Com Protetor	0,93
		Crânio Inclinado	0,81
	Alderson Feminino	Crânio Sem Protetor	0,79
		Crânio Com Protetor	0,96
		Crânio Inclinado	0,83
T2	Alderson Masculino	Crânio Sem Protetor	0,84
		Crânio Com Protetor	0,95
		Crânio Inclinado	0,86
T3	Hamley Masculino	Crânio Sem Protetor	0,67
		Crânio Com Protetor	0,63
		Crânio Inclinado	0,67

5.7 Comparação com os Dados da Literatura

Os resultados encontrados na literatura e neste estudo sobre o uso do protetor de bismuto de cristalino são demonstrados na Tabela 22. Todos os estudos mostrados na tabela registraram diminuição na dose absorvida com o uso do protetor de bismuto sobre os olhos em varreduras de TC de crânio. Também pode ser observado na tabela os autores, o objeto simulador utilizado, os órgãos avaliados, a dose absorvida sem e com o uso do protetor e a porcentagem de redução de dose. Não foi encontrado valores de doses absorvidas nos órgãos: hipófise, faringe, medula espinha, glândula parótida e salivar. Não foi encontrado nenhum estudo sobre a utilização da técnica com a cabeça inclinada.

Tabela 22: Doses absorvidas encontradas na literatura para varredura de TC de crânio.

Autor - Ano	Varredura - Objeto Simulador	Órgãos	Dose Absorvida Sem Protetor (mGy)	Dose Absorvida Com Protetor (mGy)	Redução de Dose (%)
Este Trabalho	Crânio -Alderson masculino	Tireoide	1,62	0,61	62,3
		Critalinos	19,01	12,83	32,5
		Mamas	0,91	0,64	29,6
	Crânio -Alderson feminino	Tireoide	2,35	1,49	36,5
		Critalinos	17,44	9,49	45,5
		Mamas	0,95	0,49	48,4
	Crânio - Hamley maculino	Tireoide	2,22	2,11	4,9
		Critalinos	47,16	33,02	29,9
		Mamas	1,27	1,16	9,1
CIARMATORI, 2016	Crânio - Alderson masculino	Cristalinos	54,00	38,00	29,6
NIKUPAAVO <i>et al.</i> , 2015	Crânio - Alderson masculino	Cristalinos	17,7	14,5	18,1
	Crânio - Hamley maculino	Cristalinos	20,1	15,1	24,5
MOURÃO <i>et al.</i> , 2013	Crânio - Alderson masculino	Tireoide	0,76	0,49	35,5
		Critalinos	26,18	15,55	40,6
		Mamas	0,29	0,28	3,4
WANG <i>et al.</i> , 2012	Crânio - Alderson masculino	Cristalinos	32,16	23,66	26,4

5.8 Conclusão do Capítulo

Neste capítulo foi possível avaliar as doses absorvidas em varreduras de TC de crânio em três tomógrafos diferentes utilizando três objetos simuladores antropomórficos e antropométricos: modelo Hamley Atom masculino e Alderson Rando masculino e feminino.

Os resultados obtidos nas varreduras de TC de crânio com o uso do protetor de bismuto para os olhos mostrou ser adequado para reduzir a dose absorvida em todos os órgãos, independente do tomógrafo, protocolo ou objeto simulador. Obteve diminuição na dose absorvida nos cristalinos em mais de 40% em relação a varredura sem o uso do protetor de bismuto. As taxas de ruídos nas imagens com e sem o uso do protetor ficaram abaixo de 1%, sendo consideradas boas para o diagnóstico.

Os valores dos resultados nas varreduras de TC de crânio com a técnica de posicionamento do paciente com a cabeça inclinada mostrou ser a melhor opção para redução de dose do paciente, pois diminuiu em mais de 80% a dose absorvida em relação à varredura sem uso de protetor. É uma técnica que não gera nenhum gasto para os centros de imagens radioagnósticas. As taxas de ruídos das imagens foram menores que 1%, sendo bom para o diagnóstico.

A comparação entre os resultados dos dois tomógrafos T1 e T2 com o uso do objeto simulador Alderson Rando masculino teve resultados de redução semelhantes e demonstrou a eficácia do uso do protetor de bismuto. As doses no tomógrafo T2 foram significativamente maiores e um ajuste no protocolo com o controle da qualidade da imagem, pode vir otimizar o processo de aquisição neste aparelho. A técnica com a cabeça inclinada teve resultados melhores que com o uso do protetor de bismuto.

Os resultados da comparação entre o objeto simulador Alderson Rando masculino e feminino no T1 obteve resultados similares de redução de dose demonstrando variações associadas as diferenças anatômicas entre os dois objetos e teve eficácia na redução da dose com o uso do protetor de bismuto. A técnica com a cabeça inclinada sem o uso do protetor de bismuto obteve resultados melhores de redução de dose do que com o uso do protetor.

6. CONCLUSÃO

A utilização dos filmes radiocrômicos demonstrou-se eficiente para o registro das doses pontuais nos órgãos selecionados neste estudo. Os filmes foram de fácil manipulação e processamento dos dados, sendo adequado para uso nos objetos simuladores.

A utilização do protetor de bismuto para o pescoço em varreduras de TC de coluna cervical, mostrou-se eficaz na redução das doses absorvidas nos órgãos estudados e principalmente na tireoide, em todos os tomógrafos e objetos simuladores. A qualidade das imagens teve taxas de ruídos menores que 1%, sendo consideradas adequadas para o diagnóstico médico.

A utilização do protetor de bismuto para os olhos em varreduras de TC de crânio, mostrou-se eficaz na redução das doses absorvidas nos órgãos estudados e principalmente nos cristalinos, em todos os tomógrafos e objetos simuladores. A qualidade das imagens teve taxas de ruídos menores que 1%, sendo adequadas para o diagnóstico médico.

A técnica proposta de inclinação da cabeça do paciente visando a redução de dose em varreduras de TC de crânio, mostrou ser a melhor opção na redução das doses absorvidas dos cristalinos e dos órgãos estudados em todos os tomógrafos e objetos simuladores. É importante enfatizar que esta técnica é mais viável do que a inclinação do *gantry*, visto que a inclinação não é de uso rotineiro nos centros de imagens radiológicas, apesar de estudos comprovando a eficiência desta técnica.

Os dados obtidos nas varreduras com a cabeça inclinada confirmam que as doses podem ser realmente minimizadas e que a otimização do processo é possível de acordo com o princípio ALARA, que recomenda que as doses devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. A qualidade das imagens teve taxas de ruídos menores que 1%, sendo boas para o diagnóstico médico. Esta técnica demonstrou ser adequada, por ser de fácil implementação e reduzindo as doses significativamente, devendo ser adotada por não implicar em aumento de custo e de tempo de exame.

Este trabalho possibilitou evidenciar informações relevantes sobre a redução de dose em exames de TC de cabeça e pescoço, sendo de grande importância para argumentar a adoção da proteção dos pacientes com o uso de protetores de bismuto e a técnica de cabeça inclinada, sem a perda da qualidade da imagem.

A utilização de tecnologias distintas demonstrou diferenças consideráveis nos valores de dose de um mesmo exame, razão pela qual a utilização do processo precisa ser feita individualmente.

REFERÊNCIAS

ABURJAILE, W. N. *Desenvolvimento de objeto simulador pediátrico para dosimetria em varreduras de tomografia computadorizada do tórax*. 2017. 76 f. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2017.

ALMEIDA, W. G. *Impacto da exposição á radiação de pacientes femininos submetidos a diferentes procedimentos de tomografia computadorizada de tórax*. 2016. 81 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2016.

ALONSO, T. C. *Dosimetria em tomografia computadorizada e a avaliação das doses nos órgãos em varreduras de tronco*. 2016. 140 f. Tese (Doutorado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE. Position statement on the use of bismuth shielding for the purpose of dose reduction in CT scanning. Disponível em: <<http://www.aapm.org/publicgeneral/BismuthShielding.pdf>>. Acesso em: 06 dez. 2018.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE. *Radiochromic film dosimetry*. College Park: AAPM, 1998. Report 63.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICE. *Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography*. Maryland: AAPM, 2010. Report 111.

ASHLAND. *Gafchromic™ XR film – State of the art processor less products for radiology applications*. USA: Global Headquarters, 2016.

BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. *The essential physics of medical imaging*. 3 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 1048 p.

BUSHONG, Stewart Carlyle. *Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção*. 9 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. 728 p.

CÁS, E. V. *Proposta para otimização de protocolos em exames de tomografia computadorizada, visando a redução das doses de radiação dos pacientes*. 2011. 199 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2011.

CIARMATORI, A. *et al.* Reducing absorbed dose to eye lenses in head CT examinations: the effect of bismuth shielding. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, v. 39, n. 2, p. 583-589, 2016.

CIERNIAK, Robert. *X-ray computed tomography in biomedical engineering*. 1 ed. Verlag: Springer Science & Business Media, 2011. 319 p.

CORREIA, P. D. *et al.* Caracterização de uma blindagem de chumbo protetora de mamas para redução de dose em exames de tomografia computadorizada. *Radiologia Brasileira*, v. 47, n. 4, p. 223-227, 2014.

COSTA, K. C. *et al.* Radiochromic film calibration for the RQT9 quality beam. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 140, p. 370-372, 2017.

DALMAZO, J. *et al.* Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. *Radiologia Brasileira*, v. 43, n. 4, p. 241-248, 2010.

DANCE, D. R. *et al.* *Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students*. American Association of Physicists in Medicine, Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics, European Federation of Organizations for Medical Physics, 2014. 710 p.

DOUGHERTY, Geoff. *Digital image processing for medical applications*. 1 ed. Cambridge University Press, 2009. 459 p.

FATTINNI, C. A.; DANGELO, J. G. *Anatomia humana básica*. 2 ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2010. 198 p.

FERNANDES, L. C. *Estudos dosimétricos das varreduras de cabeça em tomografia computadorizada: avaliação da qualidade de imagem visando à otimização de protocolos*. 2018. 94 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2018.

GIADDUI, T. *et al.* Characteristics of Gafchromic XRQA2 films for kV image dose measurement. *Medical physics*, v. 39, n. 2, p. 842-850, 2012.

GÓMEZ, A. M. L. *Estudo de dosimetria e qualidade de imagem em varredura de tomografia computadorizada de cabeça utilizando objeto simulador*. 2017. 77 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2017.

GUNN, M. L., *et al.* Radiation dose to the thyroid gland and breast from multidetector computed tomography of the cervical spine: does bismuth shielding with and without a cervical collar reduce dose?. *Journal of computer assisted tomography*, v. 33, n. 6, p. 987-990, 2009.

HARTWIG, Walter. *Fundamentos em anatomia*. 1 ed. Porto Alegre: Artmed, 2008. 432 p.

HOANG, J.K., *et al.* Organ-based dose current modulation and thyroid shields: techniques of radiation dose reduction for neck CT. *American Journal of Roentgenology*, v.198, n. 5, p. 1132-1138, 2012.

HOPPER, K. D. *et al.* The breast: in plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT shielding with bismuth radioprotective garments. *Radiology*, v. 205, p. 853–858, 1997.

INKOOM, S. *et al.* Paediatric neck multidetector computed tomography: the effect of bismuth shielding on thyroid dose and image quality. *Radiation protection dosimetry*, v. 173, n. 4, p.

361-373, 2016.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. Vienna: IAEA, 2007. Technical Reports Series 457.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS. *Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis, and Protection*. International Commission on Radiation: ICRU, 1992. Publication 48.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values*. Pergamon Press: Oxford, ICRP, 2003. Publication 89.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Recommendations of the International Commission on Radiological Exposure*. Elsevier: ICRP, 2007. Publication 103.

JAN, Jiri. *Medical image processing, reconstruction and restoration: concepts and methods*. Boca Raton, Flórida: CRC Press, 2006. 760 p.

JUNIOR, R. G. L. *Dosimetria em pacientes submetidos á varreduras de crânio por tomografia computadorizada*. 2012. 98 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.

LAI, N. K *et al.* Real-time estimation of dose reduction for pediatric CT using bismuth shielding. *Radiation Measurements*, v. 46, n. 12, p. 2039-2043, 2011.

LYRA, M. H. F. *Análise de dose absorvida em varreduras de coluna cervical por tomografia computadorizada utilizando objetos simuladores*. 2015. 80 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.

MAIA, A. F. *Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada*. 2005. 182 f. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

MEDEIROS, J. *Qualidade de imagem versus dose em tomografia computadorizada: otimização dos protocolos de crânio*. 2009. 106 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, Coimbra, 2009.

MOURÃO, A. P. *et al.* Utilização do filme radiocrômico para registro da variação do perfil de dose em varredura de TC de tórax. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 9, n. 3, p. 2-5, 2016.

MOURÃO, A. P., ALONSO, T. C., SILVA, T. A. Dose profile variation with voltage in head CT scans using radiochromic films. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 95, p. 254-257, 2014.

MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, F. A. *Fundamentos de radiologia e imagem*. 1 ed. São Caeta-

no do Sul, SP: Difusão, 2009. 377 p.

MOURÃO, Arnaldo Prata. *Tomografia computadorizada: Tecnologias e aplicações*. 2 ed. Rio de Janeiro: Senac, 2015. 296 p.

MUDRY, K. M.; PLONSEY, R.; BRONZINO, J. D. *Biomedical imaging*. 1 ed. Boca Raton Flórida: CRC Press, 2000. v. 5, 256 p.

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. X-Ray Mass Attenuation Coefficients. Disponível em: <<https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>>. Acesso em: 15 dez. 2018.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENT. *Report of substancial medical exposure effects of ionizing radiation*. NCRP, 2009. Publication 160.

NETTER, F. H. *Atlas de anatomia humana*. 4 ed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2008. 638 p.

NIKUPAAVO, U., *et al.* Lens dose in routine head CT: comparison of different optimization methods with anthropomorphic phantoms. *American Journal of Roentgenology*, v. 204, n. 1, p. 117-123, 2015.

NOBREGA, Almir Inacio da. *Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem: volume 2*. 3 ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão, 2009. 387 p.

OECD. Computed tomography (CT) exams (indicator), 2018. ISSN doi: 10.1787/3c994537. Disponível em: <<https://data.oecd.org/healthcare/computed-tomography-ct-exams.htm>>. Acesso em: 30 dez. 2018.

OLIVEIRA, B. B. *Perfil de dose em varreduras de tórax por tomografia computadorizada*. 2011. 113 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, 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*. 2016. 88 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.

RAMOS, C. D.; SOARES, J. J. *PET e PET/CT em Oncologia: Sociedade Brasileira de Biologia, e Imagem Molecular*. São Paulo, Brasil: Atheneu, v. 468, 2011. 468 p.

REISER, M. F. *et al.* *Multislice: Tomografia computadorizada*. 3 ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2011. 618 p.

ROMANS, Lois. *Computed Tomography for Technologists: A comprehensive text*. 1 ed. Philadelphia: Wollters Kluwer Health and Lippincott Williams & Wilkins, 2011. 379 p.

SANTOS, E. S.; NACIF, M. S. *Manual de técnicas em tomografia computadorizada*. 1 ed. Rio de Janeiro: Rubio, 2009. 280 p.

SHERWOOD, Lauralee. *Fisiologia humana: das células aos sistemas*. 7 ed. Cengage Learning, 2011. 872 p.

SILVA, C. I. M. *Medição dos níveis de referência de diagnóstico em tomografia computadorizada para exames de cabeça e pescoço*. 2010. 114 f. Dissertação (Mestrado) – Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Monte de Caparica, 2010.

SILVA, R. E. *Dosimetria com materiais radiocrômicos em feixes de elétrons acelerados – processos de irradiação com doses altas*. 2000. 145 f. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

SIMÕES, J. I. S. *Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tiroide em exames de tomografia computadorizada utilizando proteções de bismuto*. 2013. 109 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Lisboa, 2013.

TACK, D. *et al.*, *Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography*. 1 ed. Berlim: Springer, 2007. 275 p.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. *Sources and effects of ionizing radiation*. UNSCEAR, 2000. Vol I.

WANG, J. *et al.* Bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and global reduction of tube current for dose reduction to the eye at head CT. *Radiology*, v. 262, n. 1, p. 191-198, 2012.