

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS
NUCLEARES**

Maria Henriqueta Freire Lyra

**ANÁLISE DE DOSE ABSORVIDA EM VARREDURAS DE COLUNA CERVICAL
POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA UTILIZANDO OBJETOS
SIMULADORES**

**Belo Horizonte
Fevereiro de 2015**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES**

**ANÁLISE DE DOSE ABSORVIDA EM VARREDURAS DE COLUNA CERVICAL
POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA UTILIZANDO OBJETOS
SIMULADORES**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Aluna: Maria Henriqueta Freire Lyra

Orientadora: Dra. Maria Auxiliadora Fortini Veloso

Co-orientador: Dr. Arnaldo Prata Mourão

**Belo Horizonte
Fevereiro de 2015**

L992i

Lyra, Maria Henriqueta Freire.

Análise de dose absorvida em varreduras de coluna cervical por tomografia computadorizada utilizando objetos simuladores [manuscrito] / Maria Henriqueta Freire Lyra. – 2015.

78 f., enc.: il.

Orientadora: Maria Auxiliadora Fortini Veloso.

Co-orientador: Arnaldo Prata Mourão.

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

Inclui bibliografia.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radiação- Dosimetria - Teses. 3. Coluna cervical -Tomografia -Teses. I. Veloso, Maria Auxiliadora Fortini. II. Mourão, Arnaldo Prata. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621.039(043)

Ao Alexandre, meu marido amoroso.

Aos meus filhos, com carinho especial.

À minha família de origem, que é exemplo de fé em Deus.

Agradecimentos

Aos meus pais, Lázaro e Luzia, que são exemplo de dedicação ao trabalho, à família e ao próximo. E a aqueles da minha família, que já não vivem aqui, mas contribuíram para minha formação.

Ao Prof. Dr. José Roberto Lambertucci, pelo exemplo de mestre, elevado espírito científico e meu orientador na iniciação científica.

À Dra. Yana Senna Jerônimo Najjar, pela amizade e disponibilidade desde a época do meu internato de Radiologia e porque foi a primeira incentivadora desse trabalho.

Aos meus queridos Dr. Francisco Reis de Carvalho e Dra. Silvana da Rocha Fiuza Branco, que foram responsáveis pelo início de minha formação em Radiologia.

À Dra. Tereza Filgueiras, minha querida irmã, pelo exemplo de dedicação à profissão, respeito pelo paciente pediátrico, responsável pela minha formação em ultrassom e pelo auxílio na revisão desse trabalho, sempre reforçando a importância dele para a radiologia pediátrica.

Ao Dr. Carlos Alberto Faria, pelo acolhimento como mestre e médico, sempre me incentivando na busca do conhecimento científico.

Aos pesquisadores do CDTN, que contribuíram para minha formação no Primeiro Curso de Física Médica, ministrado em conjunto com a Sociedade Mineira de Radiologia.

À minha orientadora Profa. Dra. Maria Auxiliadora Fortini Veloso e ao co-orientador Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourão, pelos ensinamentos, paciência e compreensão.

Ao meu cunhado Dr. Sérgio A. C. Filgueiras e meu sobrinho Pedro Freire Filgueiras, pela paciência, análise estatística e grande ajuda para o término desta dissertação.

À querida Luísa Bacelar, amiga da minha filha, que fez prontamente o desenho esquemático simplificado da termoluminescência nos cristais, conforme referência citada.

Aos queridos colegas, Paula de Salles e Wagner Leite Araújo, do Curso de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, pela amizade e contribuição para minha formação.

A todos os profissionais dos Serviços e às Instituições, que estiveram direta ou indiretamente envolvidos para que esse trabalho pudesse ser realizado: do Curso de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), especialmente do Laboratório de Calibração de Dosímetros, do CEFET- MG - Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, do CTMM - Centro de Tecnologia em Medicina Molecular e da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação.

Aos inúmeros colegas de outros setores e do setor de Diagnóstico por Imagem da Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação, especialmente do Hospital Sarah-BH e Sarah-Brasília. Aos diretores Dr. Antônio Pedro Vargas e Dr. Paulo Roberto de Freitas Guimarães, representantes da unidade de Belo Horizonte, que acreditaram nesse trabalho e permitiram que toda a equipe pudesse contribuir para a realização dos testes. E especialmente ao Dr. Aloyzio Campos da Paz, *in memoriam*, e Dra. Lúcia Willandino Braga, diretores presidentes da Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação, pelo apoio e confiança no início e durante toda a minha carreira.

Ao meu Pai e Protetor, que está sempre iluminando: Deus.

RESUMO

A Tomografia Computadorizada (TC) se tornou uma ferramenta diagnóstica importante após incorporar a tecnologia de multidetectores (MDCT), o que permitiu a aquisição mais rápida de imagens e de melhor qualidade do que em equipamentos anteriores. Entretanto, ocorre o aumento da exposição à radiação, especialmente nos exames dinâmicos e naqueles com utilização de contraste para diferenciar lesões de partes moles do tecido normal. Os exames da coluna cervical podem ser realizados para diagnóstico de alterações de partes moles, estruturas vasculares, ósseas, e outras doenças com instabilidade cervical que requerem exames dinâmicos para tratamento e reabilitação apropriados. Investigou-se no presente estudo a variação de dose absorvida na tireoide e outros órgãos durante aquisição de imagens de TC da coluna cervical, sem e com protetor de tireoide de bismuto. O volume de aquisição de MDCT da coluna cervical foi limitado do occipital à primeira vértebra torácica. E para registros das doses foram utilizados objetos simuladores antropomórficos e dosímetros termoluminescentes. Os últimos foram colocados em posições específicas no objeto simulador, em correspondência anatômica com a tireoide, cristalinos, forame magno e mamas. As tomografias foram realizadas em dois equipamentos, um de 64 canais e outro de 16 canais. Os dados obtidos permitiram observar a variação da dose nos órgãos. A maior dose absorvida ocorreu na tireoide do objeto simulador feminino, 60,0 mGy, em função da incidência do feixe primário de raios X. As doses registradas nos exames mostraram diferenças significativas, valor de $p < 0,005$, nos órgãos avaliados, exceto para o forame magno e mamas. A utilização do protetor de tireoide de bismuto promoveu uma redução da dose no objeto simulador feminino de 27,2% e 52,3% na tireoide e nos cristalinos, respectivamente. No objeto simulador masculino a redução foi de 23,3% na tireoide e aumento de até 49,0% nos cristalinos.

Palavras Chave: Tomografia Computadorizada, Dosimetria, Coluna Cervical, Objeto simulador antropomórfico.

ABSTRACT

The Computed tomography (CT) has become an important diagnostic tool after the continued development of Multidetector CT (MDCT), which allows faster acquisition of images with better quality than the previous technology. However, there is an increased radiation exposure, especially in examinations that require more than one acquisition, as dynamic exams and enhancement studies in order to discriminate low contrast soft tissue injury from normal tissue. Cervical spine MDCT examinations are used for diagnosis of soft tissue and vascular changes, fractures, dysplasia and other diseases with instability, which guide the patient treatment and rehabilitation. This study aims at checking the absorbed dose range in the thyroid and other organs during MDCT scan of cervical spine, with and without bismuth thyroid shield. In this experiment a cervical spine MDCT scan was performed on anthropomorphic phantoms, from the occipital to the first thoracic vertebra, using a 64 and a 16 – channel CT scanners. Thermoluminescent dosimeters were used to obtain the absorbed dose in thyroid, lenses, magnum foramen and breasts of the phantom. The results show us that the thyroid received the highest dose, 60.0 mGy, in the female phantom, according to the incidence of the primary X-ray beam. The absorbed doses in these tests showed significant differences in the evaluated organs, p value < 0.005 , except for the magnum foramen and breasts. With the bismuth thyroid shield applied on the female phantom, the doses in the thyroid and in the lenses were reduced by 27% and 52%, respectively. On the other hand, a reduction of 23.3% in the thyroid and increasing of 49.0% in the lens were measured on the male phantom.

Keywords: Computed Tomography; Dosimetry, Cervical Spine, Anthropomorphic Phantom.

LISTA DE ABREVIATURAS

AAPM - *American Association of Physicists in Medicine*

AEC - *Automatic exposures control*

ALARA - *As low as reasonably achievable*

ASiR - *Adaptive Statistical Iterative Reconstruction*

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária

BIPM - *Bureau International des Poids et Mesures*

CDTN - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

CTMM - Centro de Tecnologia de Medicina Molecular

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear

CTDI - Índice Volumétrico de Dose em Tomografia Computadorizada

DLP - *Dose Length Product*

FOV - *Field of View*

GE - *General Electric*

IEC - *International Electrotechnical Commission*

IAEA - *International Atomic Energy Agency*

ICRP - *International Commission in Radiation Protection*

Kerma - *Kinetic energy released per unit of mass*

kV - quilovolt

LNT - *Linear No-Threshold Theory*

mA - miliampere

mAs - miliampere-segundo

MSAD - *Multislice Average Dose*

MDCT- *Multi Detector Computed Tomography*

RM - Ressonância Magnética

SI - Sistema Internacional

TC - Tomografia Computadorizada

TLD - *Thermoluminescent Dosimeter*

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1 - DISTRIBUIÇÃO DOS EXAMES RADIOLÓGICOS POR NÚMERO DE EXAMES E POR DOSE COLETIVA.	15
FIGURA 3.1 – RECONSTRUÇÕES 3D DE AQUISIÇÃO DE VOLUME DE CORTES AXIAIS TOMOGRÁFICOS COMPUTADORIZADOS DE C1 E C2 DE CRIANÇA DE 6 ANOS.....	19
FIGURA 3.2 - TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE CRIANÇA DE C1 A C5, COM AS SINCONDROSES ABERTAS, CONFORME DESCRITO NO TEXTO.	20
FIGURA 3.3 – RECONSTRUÇÕES 3 D DE AQUISIÇÃO DE VOLUME DE CORTES AXIAIS TOMOGRÁFICOS COMPUTADORIZADOS DE C3 E T1/T2 DE ADULTO DE 60 ANOS, VISTA POSTERIOR E ANTERIOR.	21
FIGURA 3.4-LIGAMENTOS INTERNOS, OSSOS E DISCOS INTERVERTEBRAIS. FONTE: NETTER, 2000.	21
FIGURA 3.5 - OSTEÓFITOS EM PROCESSOS UNCIFORMES, ANTERIORES EM CORPOS VERTEBRAIS E FACETÁRIOS EM IMAGENS 3 D, RECONSTRUÍDAS A PARTIR DE AQUISIÇÃO DE VOLUME DE CORTES AXIAIS TOMOGRÁFICOS COMPUTADORIZADOS DE C3 E T1/T2 DE ADULTO DE 60 ANOS.....	23
FIGURA 3.6 - DESENHO ESQUEMÁTICO DE POSICIONAMENTO DE PACIENTE EM APARELHO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA. VISTA LATERAL E VISTA POSTERIOR COM OS MOVIMENTOS. FONTE: MOURÃO, 2007.	27
FIGURA 3.7 - TRANSFORMAÇÃO DE UMA FATIA DE VOLUME PARA GERAÇÃO DA IMAGEM DIGITAL POR TC. FONTE: MOURÃO, 2007.	28
FIGURA 3.8 - EXEMPLO DE LESÃO CRÔNICA DE PELE APÓS PROCEDIMENTOS INTERVENCIÓNISTAS. FONTE: ICRP, 2000.....	30
FIGURA 3.9 RELAÇÃO ENTRE O VALOR DE CTDI E MSAD QUANDO SE INTEGRA O COMPRIMENTO DO EXAME. FONTE:TACK E COLS.,2012.....	33
FIGURA 3.10 OBJETO SIMULADOR DE PMMA DE TAMANHO PADRÃO E CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE 10 CM. FONTE:TACK E COLS.,2012.....	33
FIGURA 3.11 - ESQUEMA SIMPLIFICADO DA TERMOLUMINESCÊNCIA NOS CRISTAIS. FONTE: SANTANA, 2014.....	39
FIGURA 4.1-DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES, MODELO DE BASTÃO (TLD-100). FONTE: MOURÃO, 2007.....	43
FIGURA 4.2-FOTOGRAFIA DE FORNO AUTOMATIZADO PTW FREIBURG, MODELO: TLD O.	44

FIGURA 4.3-EQUIPAMENTO DE RAIOS X SEIFERT-PANTAK;.....	45
FIGURA 4.4-LEITORA TERMOLUMINESCENTE HARSHAW, THERMO ELETCTRON CORPORATION, MODELO: 5500.....	46
FIGURA 4.5 LOCALIZADORES DO OBJETO SIMULADOR FEMININO.....	48
FIGURA 4.6- OBJETOS SIMULADORES, ANTROPOMÓRFICOS E ANTROPOMÉTRICOS, MODELO ALDERSON RANDO®.....	51
FIGURA 4.7-OBJETO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO E ANTROPOMÉTRICO FEMININO, MODELO ALDERSON RANDO® COM PROTETOR DE TIREOIDE DE BISMUTO.....	51
FIGURA 4.8- MOLDE E PROTETOR DE TIREOIDE DE BISMUTO CONFECCIONADO.....	52
FIGURA 5.1 - AS MÉDIAS DE DOSES ABSORVIDAS NOS CRISTALINOS, TIREOIDE E MAMAS DO OBJETO SIMULADOR FEMININO, SEM E COM PROTETOR DE TIREOIDE.	56
FIGURA 5.2 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA AS DOSES ABSORVIDAS PELOS CRISTALINOS, FORAME MAGNO E TIREOIDE DO OBJETO SIMULADOR FEMININO SEM E COM PROTETOR DE TIREOIDE.....	57
FIGURA 5.3 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA AS DOSES ABSORVIDAS PELAS MAMAS DO OBJETO SIMULADOR FEMININO SEM E COM PROTETOR DE TIREOIDE	57
FIGURA 5.4 - DOSES ABSORVIDAS NOS ÓRGÃOS DO OBJETO SIMULADOS MASCULINO, SEM E COM PROTETOR DE TIREOIDE.	60
FIGURA 5.5 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA AS DOSES ABSORVIDAS PELOS CRISTALINOS DO OBJETO SIMULADOR MASCULINO SEM E COM PROTETOR DE TIREOIDE.	61
FIGURA 5.6 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA AS DOSES ABSORVIDAS PELO FORAME MAGNO E TIREOIDE, DO OBJETO SIMULADOR MASCULINO SEM E COM PROTETOR DE TIREOIDE.	61
FIGURA 5.7 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA AS DOSES ABSORVIDAS PELAS MAMAS DO OBJETO SIMULADOR MASCULINO SEM E COM PROTETOR DE TIREOIDE	62
FIGURA 5.8 - DOSES ABSORVIDAS NOS ÓRGÃOS DO OBJETO SIMULADOR MASCULINO DOS TESTES UTILIZANDO PROTETOR DE TIREOIDE DE BISMUTO.....	65
FIGURA 5.9 - CORTES AXIAIS DO OBJETO SIMULADOR FEMININO.	66
FIGURA 5.10 - CORTES AXIAIS DO OBJETO SIMULADOR MASCULINO.	68
FIGURA 5.11 – REFORMATÇÕES DA COLUNA CERVICAL NOS OUTROS PLANOS.....	69
FIGURA 5.12 - IMAGENS RECONSTRUÍDAS EM 3D, DE IMAGENS OBTIDAS NO PLANO AXIAL DO OBJETO SIMULADOR MASCULINO.....	70

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 EVOLUÇÃO DOS DIFERENTES TIPOS DE TECNOLOGIA DE TC	24
TABELA 3.2 - VALORES DOS TECIDOS NA ESCALA DE HOUNSFIELD.	29
TABELA 3.3 - VALORES PADRONIZADOS DE K.	36
TABELA 4.1- PARÂMETROS UTILIZADOS NA CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS TLD.	44
TABELA 4.2 - PARÂMETROS DOS LOCALIZADORES DOS OBJETOS SIMULADORES.	48
TABELA 4.3 - PARÂMETROS DOS CORTES DO OBJETO SIMULADOR FEMININO.	48
TABELA 4.4 PARÂMETROS DOS CORTES DO OBJETO SIMULADOR MASCULINO.	49
TABELA 5.1 - MÉDIAS DE DOSE ABSORVIDA, DESVIO PADRÃO, REDUÇÃO DE DOSE EM PORCENTAGEM E VALOR DE P, UTILIZANDO OBJETO SIMULADOR FEMININO, SEM E COM PROTETOR DE TIREOIDE DE BISMUTO.	55
TABELA 5.2 - MÉDIAS DE DOSE ABSORVIDA, DESVIO PADRÃO, REDUÇÃO DE DOSE EM PORCENTAGEM E VALOR DE P, UTILIZANDO OBJETO SIMULADOR MASCULINO, SEM E COM PROTETOR DE TIREOIDE DE BISMUTO.	59
TABELA 5.3 DOSE ABSORVIDA E DESVIO PADRÃO, DE TODOS OS TESTES UTILIZANDO OBJETO SIMULADOR MASCULINO, COM VARIAÇÃO DE PASSO DE DOSE, ÍNDICE DE RÚIDO E CORRENTE.	64
TABELA 5.4 - CONDIÇÕES OPERACIONAIS DOS TESTES REALIZADOS COM O OBJETO SIMULADOR MASCULINO UTILIZANDO PROTETOR DE TIREOIDE DE BISMUTO.	65
TABELA 5.5 - ÓRGÃOS AVALIADOS E DOSES ABSORVIDAS DOS RESULTADOS RELATADOS NA LITERATURA E OBTIDOS.	71
TABELA 5.6 - ANÁLISE COMPARATIVA DE RESULTADOS DA LITERATURA COM OS OBTIDOS NO PRESENTE ESTUDO.	72

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
2. JUSTIFICATIVA E OBJETIVOS	17
2.1. OBJETIVOS GERAIS.....	18
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	19
3.1. REVISÃO DE ANATOMIA DA COLUNA CERVICAL	19
3.2. INDICAÇÕES CLÍNICAS PARA TC DE COLUNA CERVICAL	22
3.3. EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	24
3.4. PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO	25
3.5. EFEITOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE.....	30
3.6. DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	31
3.7. DETECTORES DE RADIAÇÃO.....	37
3.8. DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE.....	38
4. METODOLOGIA.....	42
4.1. EQUIPAMENTOS	42
4.2. DOSÍMETROS.....	42
4.3. CALIBRAÇÃO E LEITURA DE DETECTORES	43
4.4. DOSIMETRIA PONTUAL.....	46
4.5. VARREDURA DE COLUNA CERVICAL.....	47
4.6. OBJETOS SIMULADORES.....	50
4.7. DISPOSITIVO DE PROTEÇÃO.....	52
4.8. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	52
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
5.1. OBJETO SIMULADOR FEMININO	54
5.2. OBJETO SIMULADOR MASCULINO	58
5.3. IMAGENS AXIAIS OBTIDAS NOS TESTES FEMININO E MASCULINO	66
5.4. RECONSTRUÇÕES SAGITAL, CORONAL E 3D DE IMAGENS.....	69
5.5. COMPARAÇÃO COM DADOS DA LITERATURA	70
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	73
REFERÊNCIAS	76

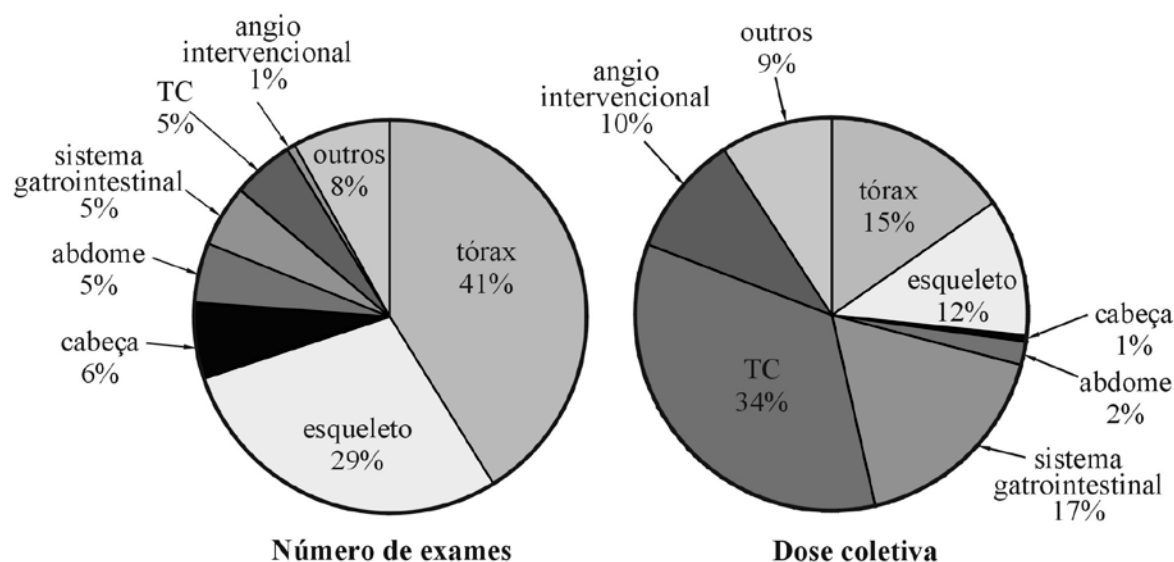
1. INTRODUÇÃO

As aplicações das radiações ionizantes no diagnóstico médico por meio do uso dos aparelhos de raios X ocorreram a partir da descoberta dos raios X por Roentgen em 1895. A ampliação das aplicações diagnósticas e o desenvolvimento de novas tecnologias como aparelhos de fluoroscopia, mamografia e tomografia computadorizada (TC) tem aumentado a dose de exposição à radiação na população (MOURÃO, 2007). A TC impulsionou o estudo radiológico por permitir identificação de estruturas anatômicas e diferenças de densidade entre os tecidos da ordem de 0,5%, anteriormente não observadas ao estudo radiográfico simples (PINA, 2009).

A radiação ionizante de raios X diagnóstico é a fonte artificial que mais contribui para a dose de exposição da população, devido ao grande número de exames de raios X realizados por ano. Os gráficos apresentados na Figura 1.1 permitem uma comparação entre os índices percentuais de demanda por número de exames nas diversas técnicas radiológicas, por tipo de exame, e o índice percentual da dose recebida pela média da população submetida a esses exames. Os exames de TC representavam 5% do total dos exames radiológicos e contribuíam com 34% da dose coletiva da população mundial no ano de 2000 (MOURÃO, 2007; ICRP, 2000). Nos Estados Unidos a TC correspondia aproximadamente a 4% dos exames médicos radiográficos e contribuía aproximadamente com 40% da dose coletiva da população (DONNELLY e Cols.,2001). E estudos subsequentes indicaram aumento desta proporção, como por exemplo, no Reino Unido com 68% da dose coletiva proveniente de exames de TC, que representava somente 11% dos exames médicos radiográficos (TACK E COLS. E COLS., 2012).

O aumento da dose de exposição nos pacientes proveniente de TC foi causado por exames com protocolos de dose dos raios X maiores para obtenção de imagens de melhor qualidade, aquisições de volume com sobreposição de cortes, tendência a aumentar a extensão do exame, repetição e utilização da mesma técnica de exame para crianças e adultos. Estudos epidemiológicos mostram que as doses absorvidas em exames de TC frequentemente excedem os níveis recomendados de probabilidade de indução de câncer. Como exemplo, a mama

recebe de 20 a 50 mGy mesmo que não seja alvo de exame (MOURÃO, 2007; ICRP, 2000).



Fonte: ICRP, 2000. (adapt.).

Figura 1.1 - Distribuição dos exames radiológicos por número de exames e por dose coletiva.

A tecnologia de TC permite realizar exames com facilidade devido à rapidez de aquisição das imagens de pacientes com idades e em condições clínicas variadas, sem anestesia ou sedação como no passado (DAWSON, 2001). Imagens obtidas em plano axial, axial oblíquo, com processamento posterior das imagens, permitem reconstruções de cortes com espessura e espaços diferentes, de volumes (3D) e reformatações nos outros planos.

A dose de raios X deve ser tão baixa quanto razoavelmente exequível, respeitando o princípio ALARA. Os riscos associados a uma dose absorvida de radiação são maiores para crianças em relação a adultos, pois os tecidos têm maior sensibilidade à radiação e a expectativa de vida é mais longa (TACK E COLS. E COLS., 2012). Há associação linear entre exposição à radiação e desenvolvimento de câncer de tireoide em crianças com menos de 15 anos, sendo que o risco para crianças de 0-4 anos é duas vezes maior (BOOTH, 2012).

A diminuição das doses a que os pacientes submetidos à TC estão expostos é uma preocupação mundial. Em 2001, radiologistas pediátricos demonstraram que crianças recebiam doses de adultos em exames de TC. Em 2007, organizações

ligadas aos cuidados da saúde lançaram a campanha chamada *Image Gently Alliance*®, que é dedicada a promover a realização de exames de imagens pediátricas com segurança e de alta qualidade em todo o mundo, cujo objetivo principal foi sensibilizar a comunidade para a necessidade de ajustar a dose de radiação durante realização de exames das crianças. E o objetivo final da *Alliance*® é mudar a prática. Posteriormente, em 2009, a campanha correspondente para adultos foi lançada, *Image Wisley*®, segurança radiológica em diagnóstico médico do adulto (TACK E COLS. E COLS., 2012).

Um exemplo de ação em favor dos pacientes é desenvolvido no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Sarah-BH, da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação, que implantou um novo protocolo com redução da extensão das aquisições de TC da coluna cervical. As tomografias passaram a ser realizadas da seguinte forma: TC de transição craniovertebral, do terceiro corpo vertebral cervical ao primeiro torácico (C3 a T1), ou da coluna cervical em toda extensão. O último protocolo passou a ser realizado apenas em casos específicos e em número muito menor.

Essas adequações resultaram em redução da exposição do ambiente, de pacientes e de acompanhantes. No último caso, apenas um acompanhante permanece na sala de TC, se necessário, usando avental e protetor de tireoide de chumbo.

Em 2012, Hoang e Cols. publicaram um estudo com objeto simulador demonstrando que a modulação da dose baseada no órgão e o protetor de tireoide de bismuto reduzem significativamente a dose nesse órgão, sem prejuízo subjetivo da qualidade da imagem. Mostraram também que a modulação da dose baseada no órgão tem vantagem ao reduzir a dose no cristalino.

A realização de exames de tomografia computadorizada por multidetectores (MDCT) de pacientes de todas as idades, com qualidade e segurança, é uma exigência da prática clínica. É também importante avaliar a reprodutibilidade de dados de dose absorvida encontrados na literatura de protocolos de exames de MDCT de coluna cervical, sem e com protetor de tireoide.

2. JUSTIFICATIVA E OBJETIVOS

Os exames de TC resultam em doses absorvidas em órgãos na faixa de 10 a 100 mGy, geralmente abaixo do limite inferior considerado para a ocorrência de efeitos determinísticos (IAEA, 2007). Entretanto, todos os procedimentos que envolvem radiações ionizantes podem levar a efeitos estocásticos, tais como, indução de tumores. A ICRP 87 (ICRP, 2000) preconiza ações para redução de dose, tais como, uso de rotação parcial do tubo de 270°, seleção de protocolos de reconstrução adequados, uso de filtro Z para multicanais. Várias ações foram introduzidas pelos fabricantes: controle automático de exposição, protocolos específicos para pacientes pediátricos, modulação da corrente no tubo baseado no órgão e reconstrução iterativa (TACK E COLS. E COLS., 2012). Por outro lado, outras ações também são esperadas de médicos clínicos e radiologistas: justificativa clínica para o exame e consideração da possibilidade de outro método diagnóstico que não utilize a radiação ionizante, como a ressonância magnética (RM) e a ultrassonografia (US). Além disso, as varreduras por TC não devem ser repetidas sem justificativa e devem ser limitadas à área de interesse. O clínico deve comunicar ao radiologista a existência de exames prévios.

A tecnologia MDCT permite uma rápida aquisição de imagens, pode dispensar anestesia e facilita a realização de exames dinâmicos para avaliação de instabilidade de estruturas ósseas. E podem ser necessários para avaliação de pacientes com displasias ósseas, traumas, controles pós-cirúrgicos e outras doenças. E as informações obtidas são importantes para o diagnóstico, o tratamento e a abordagem do paciente durante o processo de reabilitação (LACHMAN,1997; KEENAN, 2001).

Desta forma, é importante que se tenha o perfil de níveis de exposição de órgãos radiosensíveis na região cervical ou órgãos próximos, como a tireoide, os cristalinos, as mamas e a medula espinhal, mesmo sendo esta última menos radiosensível, nesse caso para avaliação da dose de absorvida nas estruturas posteriores. E especialmente em MDCT de coluna cervical, porque o perfil de dose absorvida pode ser variável de acordo com equipamento, bem como tipos de programas instalados.

2.1. Objetivos Gerais

Verificar as doses absorvidas em correspondência anatômica do cristalino, tireoide, medula espinhal e mamas em varreduras de tomografia computadorizada de coluna cervical, propor a otimização de protocolos e redução da extensão das aquisições.

2.2. Objetivos Específicos

- Identificar e caracterizar os protocolos de aquisição mais utilizados para as varreduras de coluna cervical nos equipamentos de MDCT da marca GE Healthcare, modelos Discovery e BrightSpeed Elite;
- Definir método para a medição de dose absorvida em objeto simulador;
- Determinar doses absorvidas em órgãos radiosensíveis;
- Avaliar as implicações do uso de protetor de tireoide de bismuto em varreduras de TC de coluna cervical, verificando a qualidade de imagem e a redução de dose absorvida nos órgãos avaliados;
- Estudar a influência do controle automático de exposição nos valores das doses absorvidas em órgãos para a varredura de coluna cervical;
- Comparar os resultados de doses absorvidas com parâmetros levantados em literatura recente.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Revisão de Anatomia da Coluna Cervical

As vértebras cervicais estão localizadas entre o crânio e o tórax e se caracterizam pela presença de um forame em cada processo transverso. Esse, que se denomina forame transverso, dá passagem à artéria vertebral (exceto na sétima vértebra cervical), às veias vertebrais e ao plexo simpático.

A coluna cervical apresenta movimentação ampla (80° a 90° de flexão, 70° de extensão, 20° a 45° de flexão lateral e 90° de rotação para cada lado). A cinemática complexa contribui para a vulnerabilidade a forças mecânicas extremas (UTZ, 2013).

As duas primeiras vértebras cervicais, atlas e axis, apresentam desenvolvimento próprio, como pode ser observado na Figura 3.1, uma vista anterior em a e uma vista posterossuperior em b. As referidas vértebras são consideradas vértebras cervicais especializadas. Diferem em tamanho e configuração das demais vértebras cervicais, da terceira à sexta, que são consideradas típicas. E a sétima vértebra é considerada de transição.

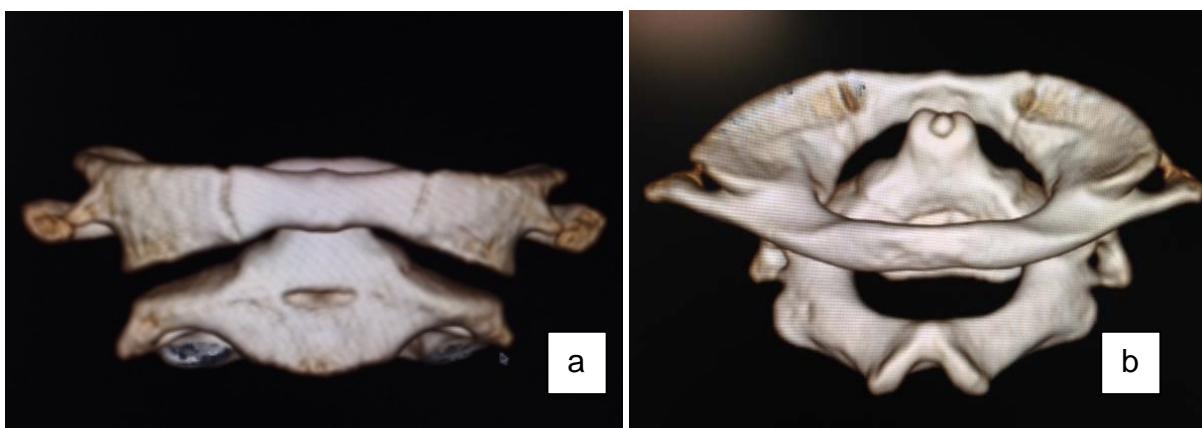


Figura 3.1 – Reconstruções 3D de aquisição de volume de cortes axiais tomográficos computadorizados de C1 e C2 de criança de 6 anos.

A transição craniovertebral apresenta as articulações atlantooccipitais e atlantoaxiais, também distintas das articulações da coluna cervical média e inferior. Os côndilos occipitais se articulam com as facetas articulares superiores das massas laterais de C1, que são profundas e formam as articulações atlantoccipitais. As articulações atlantoaxiais estão entre as massas laterais de C1/C2, com facetas inferiores de C1, e do arco anterior de C1 com o processo odontóide que são

levemente arredondadas, o que permite que o crânio e o atlas se movimentem como uma unidade no eixo do odontóide (UTZ, 2013).

A criança apresenta sincondroses (setas), como são mostradas na Figura 3.2, identifica-se na letra a um corte axial de TC à altura do corpo de C3 e na letra b reformatação no plano coronal. Além disso, a criança também apresenta facetas articulares mais horizontais, os corpos vertebrais mais planos e cabeça relativamente maior, frouxidão ligamentar e maior instabilidade (LUSTRIN, 2003; BOOTH, 2012).

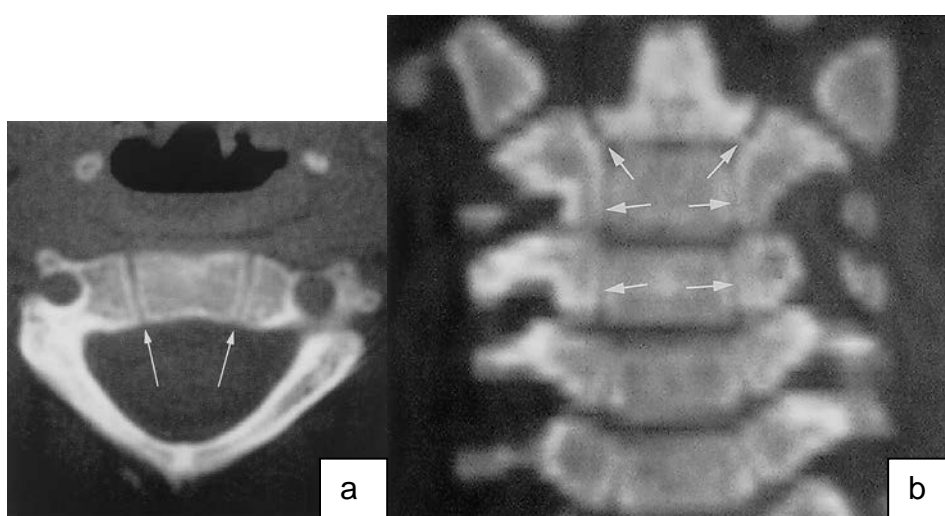


Figura 3.2 - Tomografia computadorizada de criança de C1 a C5, com as sincondroses abertas, conforme descrito no texto.

Cada vértebra, da terceira a sexta vértebra cervical, apresenta um corpo pequeno, largo e um canal vertebral triangular grande, identificado em corte axial mostrado na Figura 3.2. Processos espinhosos curtos bífidos e as demais características podem ser observados na Figura 3.3. A vértebra apresenta pilares, nas junções dos pedículos e lâminas, que consistem dos processos articulares, superior e inferior, com facetas, que estão dispostas mais horizontalmente. As facetas superiores apresentam orientação posterossuperior e as inferiores, anteroinferior. A sétima vértebra cervical apresenta um processo espinhoso longo, proeminente. O processo transverso é grande, o processo costal pequeno, o tubérculo anterior está frequentemente ausente e o forame transverso é pequeno e está ausente algumas vezes.

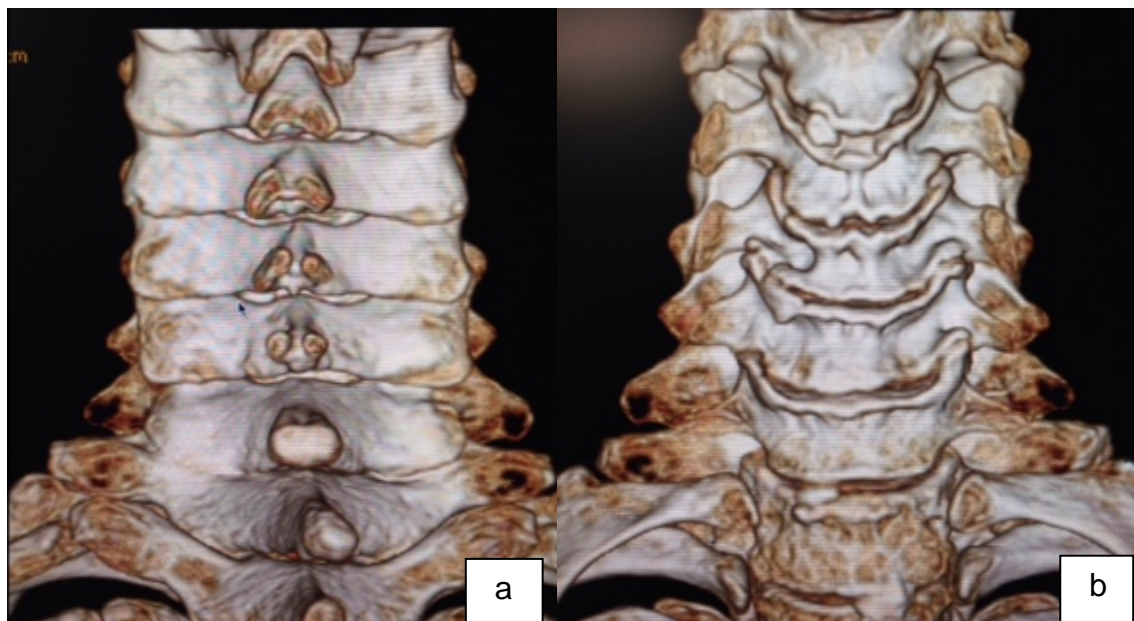


Figura 3.3 – Reconstruções 3 D de aquisição de volume de cortes axiais tomográficos computadorizados de C3 e T1/T2 de adulto de 60 anos, vista posterior e anterior.

Os corpos vertebrais são mantidos juntos por discos intervertebrais e ligamentos longitudinais, como se identifica na Figura 3.4. A estabilidade depende principalmente de ligamentos, músculos e da forma da coluna (GARDNER, 2008). As vértebras também estão em contiguidade com estruturas vasculares, medula e nervos.

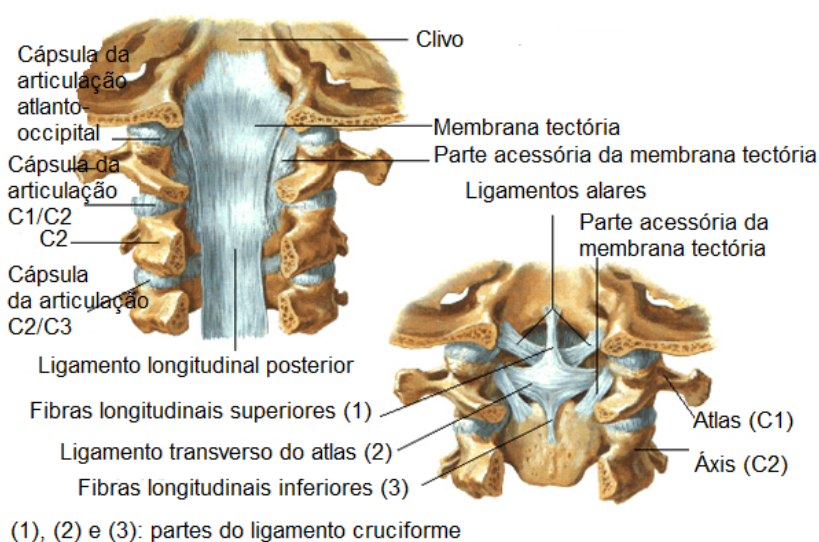


Figura 3.4-Ligamentos internos, ossos e discos intervertebrais. Fonte: NETTER, 2000.

3.2. Indicações clínicas para TC de coluna cervical

A aquisição volumétrica obtida em MDCT permite reformatação em qualquer plano, com angulações nos espaços intervertebrais, reconstruções tridimensionais sem perda significativa de qualidade e com tempo reduzido de exame. A alta resolução espacial da MDCT permite excelente definição da anatomia óssea, estrutura e alinhamento dos diversos componentes ósseos, com boa diferenciação entre o osso cortical e o osso esponjoso, o que possibilita um diagnóstico mais preciso do que em radiografias simples (SILVA e Cols., 2011).

A principal aplicação da MDCT da coluna cervical é no trauma (KEENAN, 2001; ACKLAND, 2012), pois permite a detecção de fraturas, a avaliação da extensão para os arcos posteriores, a mensuração dos fragmentos ósseos no interior do canal vertebral e o grau de compressão da medula espinhal, além da determinação de instabilidade (medidas anormais de distância interpedicular, entre processos espinhosos e de alinhamento). Além disso, fraturas de forames transversos podem estar acompanhadas de dissecação de artéria vertebral (UTZ, 2014). É importante na avaliação pré-operatória para medidas de parafusos e em controle pós-operatório em que houve colocação de material metálico de osteossíntese (próteses, hastes, parafusos e outros).

As anomalias congênitas e os tumores ósseos, primários ou secundários, também são bem identificados pelo método, e é consenso que outros métodos complementares são fundamentais para o diagnóstico preciso e a orientação adequada da conduta médica (AMARAL e Cols., 2005; LACHMAN, 1997).

Atualmente, nos grandes centros, a TC da coluna cervical é menos utilizada do que a RM; no entanto, por ser mais acessível para a maioria da população, continua sendo utilizada para avaliação de doença degenerativa da coluna. Como exemplo, as reconstruções 3D da coluna cervical estão mostradas na Figura 3.5, em a uma vista anterior e em b uma oblíqua, onde podem ser identificados, osteófitos, degeneração de facetarias e de processos unciformes com estenose de forames de conjugação.

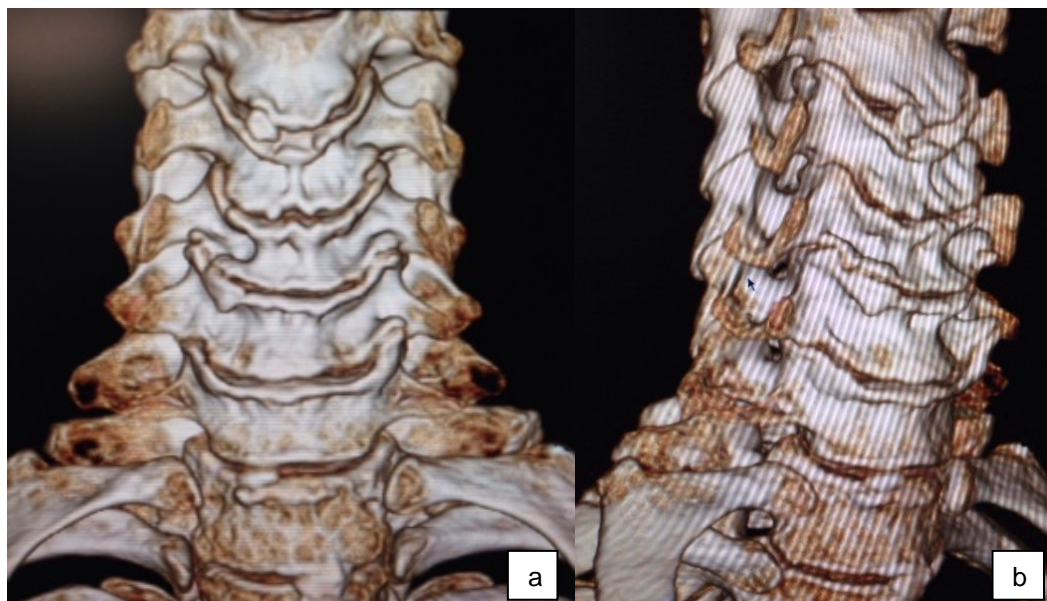


Figura 3.5 - Osteófitos em processos unciformes, anteriores em corpos vertebrais e facetários em imagens 3 D, reconstruídas a partir de aquisição de volume de cortes axiais tomográficos computadorizados de C3 e T1/T2 de adulto de 60 anos.

O método de TC também é muito útil para o diagnóstico de erosões e osteíte na artrite reumatoide, espondiloartropatias, artrite idiopática juvenil, espondilite anquilosante, pesquisa de calcificações, quando a RM é contraindicada ou indisponível (SILVA e Cols., 2011).

3.3. Equipamentos de tomografia computadorizada

Desde o seu aparecimento, na década de 70, os aparelhos de tomografia sofreram grandes evoluções tecnológicas, seja quanto à geração do feixe de raios X, sistemas eletromecânicos, sistemas de detecção, processamento de dados e geração de imagens. A evolução dos tomógrafos é mostrada na Tabela 3.1 de forma esquematizada (CALZADO e GELEINGS, 2010).

Os equipamentos de tomografia computadorizada possuem protocolos de varreduras de exames, que são programas instalados em um *menu* de opções do equipamento de TC e definem parâmetros de aquisição para cada tipo de exame. E são estabelecidos pelos fabricantes, mas passíveis de modificações, entre elas os parâmetros básicos de alimentação do tubo de raios X (tensão e corrente elétrica); a forma de aquisição dos dados, a velocidade de rotação do tubo em torno do paciente e a velocidade de deslocamento da mesa. Os protocolos são necessários para padronizar e facilitar o fluxo de atendimento de pacientes.

Tabela 3.1 Evolução dos diferentes tipos de tecnologia de TC

TECNOLOGIA DO TOMÓGRAFO	CONFIGURAÇÃO DO DETECTOR	COBERTURA DO CAMPO DE VISÃO AXIAL	AQUISIÇÃO ANGULAR DAS PROJEÇÕES	COBERTURA LONGITUDINAL
PRIMEIROS TOMÓGRAFOS	Detector único	FOV* estreito, translação do tubo e detector	Rotação pequena do tubo e detector	Movimento pequeno da mesa
TC AXIAL (STEP-AND-SHOT)	Fila única de centenas de detectores	Cobertura completa do FOV	Rotação de 360° do tubo e detector	Movimento pequeno da mesa
HELICOIDAL	Fila única de centenas de detectores	Cobertura completa do FOV	Várias rotações do tubo e detector	Movimento contínuo da mesa
HELICOIDAL COM VÁRIAS FILEIRAS DE DETECTORES	Multidetector de 4, 16 e 64 canais	Cobertura completa do FOV	Várias rotações do tubo e detector	Movimento contínuo da mesa
TOMOGRAFOS VOLUMÉTRICOS	Multidetector de 320 canais	Cobertura completa do FOV (160 mm)	Rotação única e continua do tubo e detector	Cobertura de 160 mm, se maior <i>step-and-shot</i> e adiciona volumes reconstruídos

*FOV: campo de visão

Adaptado de CALZADO, 2010

Alguns equipamentos possuem controle automático da corrente (mA), que significa que o operador pode selecionar a tensão (kV) do tubo de raios X e a corrente (mA) será variada automaticamente pelo sistema de controle do aparelho, de acordo com a atenuação produzida pelo paciente. A partir da atenuação do feixe de raios X, que é identificada pelo sinal oriundo do paciente que atinge os detectores, o sistema de controle define o valor da corrente a partir da imagem do topograma ou localizador. Esta técnica de variação da corrente a partir da imagem do localizador é baseada nas características de atenuação do feixe pelo paciente, o que é muito variável entre pacientes pediátricos, adultos e adultos obesos.

Os fabricantes de equipamentos de TCMD têm desenvolvido programas de redução de dose de radiação, como por exemplo: a modulação de corrente automática, isto é, a corrente do tubo varia automaticamente de acordo com o tamanho do paciente em todos os eixos; a modulação de dose baseada no órgão; possibilidade de seleção do angulo de rotação do tubo pelo operador, opção que ainda não está amplamente disponível nos serviços especializados em nosso meio. Outra tecnologia é o ASiR, reconstrução estatística iterativa adaptável, que considera medidas estatísticas dos ruídos, permite redução de corrente (mA), conseqüentemente de dose e de ruído da imagem. E cada empresa que fabrica o equipamento denomina os programas de redução de dose de uma forma (TACK E COLS. E COLS., 2012).

A avaliação de dose absorvida em TC se tornou uma avaliação importante para vários pesquisadores devido à ampla variação de equipamentos, com tecnologias diferentes.

3.4. Princípio de funcionamento

O aparelho de tomografia computadorizada utiliza um tubo gerador de raios X, que emite radiação enquanto se move em círculo ou semicírculo em torno do objeto ou do paciente do qual se deseja gerar os cortes, a radiação que atravessa o objeto é captada por detectores posicionados em posição oposta a da fonte de radiação como pode ser observado na Figura 3.6 (MOURÃO, 2007).

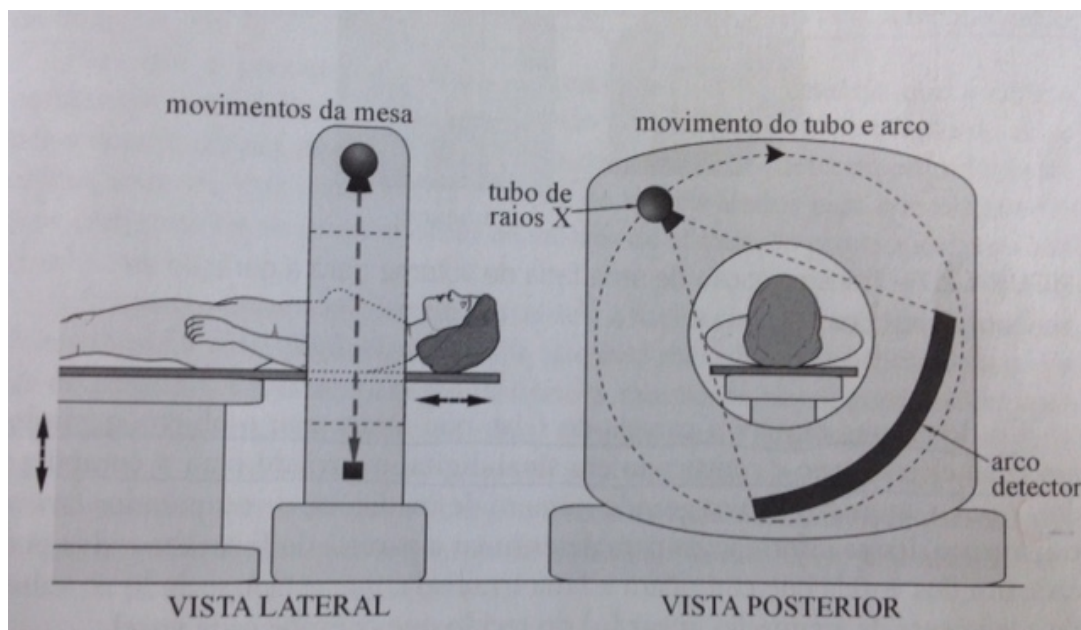


Figura 3.6 - Desenho esquemático de posicionamento de paciente em aparelho de tomografia computadorizada. Vista lateral e vista posterior com os movimentos. Fonte: MOURÃO, 2007.

As imagens tomográficas são reconstruídas a partir de um grande número de medições em diversas posições do sistema turbo-detector, obtidas do objeto ou do paciente. Os dados coletados pelos detectores são convertidos em sinal digital e enviados ao computador.

O feixe de raios X utilizado é colimado para irradiar uma fatia do volume, que é dividida em pequenas unidades de volume denominadas voxel. O feixe de raios X é atenuado quando atravessa uma fileira de voxels, devido à interação com a matéria. O valor da intensidade do feixe de entrada (I_0) é conhecido, a parcela do feixe que consegue atravessar fileira de voxels é captada pelo detector. Então de posse do valor da intensidade do feixe de entrada e do feixe de saída captado pelo detector pode se determinar a parcela do feixe absorvido pela fileira de voxels.

Os detectores captam a parcela que atravessou o objeto gerando um sinal elétrico que é convertido em sinal digital e enviado para o computador. E após aquisição de um grande número de medições o computador fará reconstruções das imagens a partir destas informações.

Então cada voxel ou conjunto de voxels está associado a um valor do coeficiente de atenuação (μ) do tecido e a um pixel, que é um elemento da imagem

digital, que pode ser identificado em representação esquemática da Figura 3.7. E cada pixel representará na imagem um tom de cinza. Consequentemente o tom de cinza da imagem do pixel dependerá do valor de atenuação promovida pelos voxels que representa. Portanto os valores numéricos para os coeficientes de atenuação são obtidos por meio de algoritmos para resoluções de equações matemáticas dos dados enviados pelos detectores.

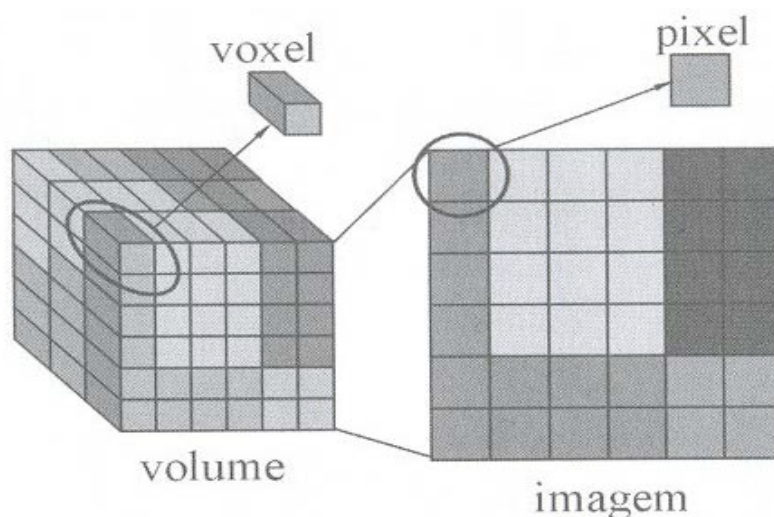


Figura 3.7 - Transformação de uma fatia de volume para geração da imagem digital por TC. Fonte: MOURÃO, 2007.

Os voxels que apresentam coeficientes de atenuação linear maior e absorveram uma maior parcela do feixe de radiação, são representados em tons de cinzas mais claros na imagem ao branco, como por exemplo, o osso cortical, e os que possuem menor valor de coeficiente de atenuação linear absorveram uma menor parcela do feixe e são mais escuros, como o pulmão (MOURÃO, 2007).

A escala de representação numérica da absorção promovida por cada voxel é denominada escala de Hounsfield e valores são obtidos a partir da Equação 1:

$$H_x = 1000 \cdot \frac{\mu_x - \mu(H_2O)}{\mu(H_2O)} \quad (1)$$

onde H_x é o valor de atenuação na escala Housenfield do voxel x , μ_x é o coeficiente de atenuação do voxel x e μ_{H_2O} é o coeficiente de atenuação do voxel da água, cujo

valor de referência padronizado é Zero e o ar como referência de menos 1000. O valor máximo para essa escala não tem limite, mas em humanos é 1000 (MOURÃO,2007). E a escala de Hounsfield pode ser identificada na Tabela 3.2 (MOURÃO, 2007).

Tabela 3.2 - Valores dos tecidos na escala de Hounsfield.

Tecido	Valores de Atenuação em UH
Pulmões	- 900 a - 450
Gordura	- 110 a - 65
Rins	20 a 40
Pâncreas	30 a 50
Sangue	35 a 55
Sangue coagulado	70 a 80
Músculo	40 a 60
Fígado	50 a 75
Osso medular	100 a 200
Osso cortical	250 a 900

Adaptado de MOURÃO, 2007

3.5. Efeitos da radiação ionizante

Os efeitos biológicos da exposição à radiação ionizante podem ser agrupados em dois tipos: estocásticos e determinísticos. Os estocásticos mais relevantes são a mutação com efeitos hereditários e carcinogênicos, sendo que a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de exposição e a relação causal é de difícil determinação. Em razão dos efeitos estocásticos, na prática, é prudente a utilização do modelo linear sem limiar de dose para baixas doses ou baixas taxas de dose (TACK E COLS. E COLS., 2012; BEIR, 2005).

Já os efeitos determinísticos são consequência da exposição a altas doses, com morte celular de órgãos ou tecidos, que ocorre acima de um determinado nível, depende da taxa de dose, da transferência linear de energia da radiação, do tecido ou órgão irradiado, bem como do volume irradiado, como em radioterapia e procedimentos intervencionistas com fluoroscopia (ICRP, 2000). Como ilustração, efeitos não esperados para exames diagnósticos passaram a ser identificados depois de repetidos exames de angiografia como mostrado na Figura 3.8, devido a doses cumulativas na pele de aproximadamente 20 mGy (angiografia coronária e duas angioplastias)..



Processo espinhoso é identificado na base da úlcera, 21 meses após o primeiro procedimento.

Figura 3.8 - Exemplo de lesão crônica de pele após procedimentos intervencionistas. Fonte: ICRP, 2000.

Em 1960, a Comissão Internacional de Radioproteção (ICRP) introduziu a teoria de efeito linear sem limiar de dose (LNT) para efeito mutagênico e

carcinogênico em humanos expostos à radiação ionizante, o que havia sido observado por Russel em ratos, em 1956 (TUBIANA e AURENGO, 2005). Por outro lado, Tubiana e Aurengo, em 2005, publicaram que baixas doses de radiação têm efeito protetor, conhecido como hormese; isto é, para doses entre 10 e 100 mGy ou para aquelas com taxa de entrega de dose mais baixas, as células danificadas são eliminadas ou quando possível são reparadas (TUBIANA e AURENGO, 2005). Estes mecanismos de eliminação e reparo são induzidos por irradiação como ocorre por metabolismo oxidativo, embora se reconheça que possam ocorrer erros na reparação celular. Estes autores afirmam que a LNT tenha sido considerada um dogma introduzido pela ICRP. A LNT não pode ser aplicada para baixas doses porque o risco de câncer é zero ou mais baixo do que o usual (TACK e Cols., 2012).

3.6. Dosimetria em Tomografia Computadorizada

Em radiodiagnóstico médico e odontológico a grandeza fundamental é o Kerma (*Kinetic Energy released per unit of mass*) no ar, para a qual os dosímetros são calibrados nos laboratórios padrões, como determinado pelo BIPM (Bureau International des Poids et Mesures) e IAEA (IAEA, 2007), e é usada como valor de referência a partir da qual se determinam todas as demais grandezas. Todas as medidas para TC descritas no Código de Prática da AIEA utilizam câmara de ionização de 100 mm. A integração do comprimento de 100 mm é usada para todas as definições de Kerma no ar para TC.

O *kerma* é definido pela relação, conforme Equação 2:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2)$$

sendo, dE_{tr} a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas incidentes em um material de massa dm . A unidade no Sistema Internacional (SI) para o *Kerma* é dado em $J.kg^{-1}$, denominado Gray (Gy).

De forma diferente de radiografias convencionais, em que a dose na

superfície de entrada é mais alta e reduz ao atravessar o paciente, a dose absorvida de radiação em TC é distribuída mais uniformemente no paciente examinado. A distribuição da dose absorvida de radiação oriunda de um tomógrafo é de padrão complexo e depende no plano de corte, da natureza do feixe de raios X que atravessa o filtro, das estruturas que absorvem o feixe de formas diferentes e de todos os ângulos ao longo do eixo longitudinal.

Em avaliação por TC existem parâmetros técnicos de exames que contribuem para a dose absorvida, tais como: espessura de cortes, extensão longitudinal da varredura, espaço entre cortes axiais e *pitch* em técnica helicoidal.

MSAD (*Multislice Average Dose*) é o parâmetro adotado pela portaria 453 da ANVISA, que representa a dose média em cortes múltiplos, sendo definido matematicamente como na Equação 3 (TACK e cols.):

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-nI/2}^{+nI/2} Dz dz \quad (3)$$

onde n é o número total de cortes em uma série clínica, I é o incremento de distância entre os cortes e Dz é a dose na posição z , paralela ao eixo de rotação.

O $CTDI_w$ é o índice de dose ponderado para TC e o $CTDI_{vol}$ é o índice de dose para TC para o volume da varredura. Esses dois índices foram definidos pelo IEC (Comissão Internacional de Eletrotécnica) em 1999 e 2003, respectivamente (MOURÃO, 2007). O DLP (*Dose Length Product* ou Produto da Dose pelo Comprimento) é o índice que representa o produto final da dose no paciente. Os três índices de dosimetria em TC são utilizados como parâmetros para otimização de dose em pacientes (MOURÃO, 2007), são padronizados e aparecem no console do tomógrafo como é exigido pelo IEC 2009 (TACK e Cols., 2012). Os três índices são discutidos nos parágrafos seguintes.

O conceito de $CTDI_w$ representa a dose média na região central dos cortes axiais adquiridos de um volume de 100 mm de extensão, para o objeto simulador de PMMA, com *pitch* de 1 ou de cortes axiais contíguos, que pode ser interpretado como MSAD, representados na Figura 3.9 (TACK e cols., 2012).

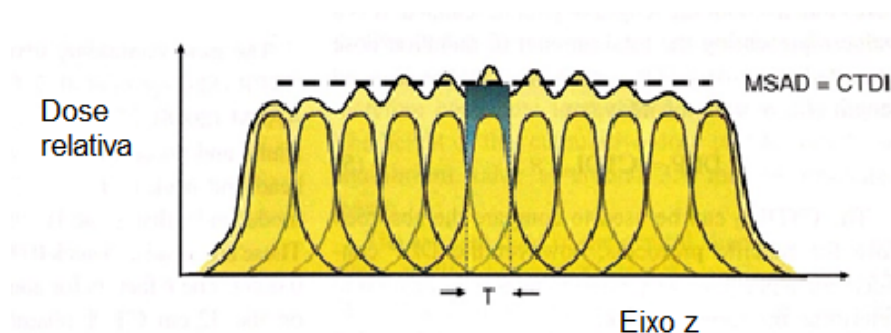


Figura 3.9 Relação entre o valor de CTDI e MSAD quando se integra o comprimento do exame. Fonte:TACK e Cols.,2012.

Os valores de $CTDI_w$ foram padronizados utilizando equipamento de TC existentes no mercado e objeto simulador padrão composto de polimetilmetacrilato (PMMA). O referido objeto simulador é cilíndrico, de 14 cm de comprimento, 16 e 32 centímetros de diâmetro, que representam a cabeça e o tronco respectivamente e é apresentado na Figura 3.10. Os valores foram padronizados com o valor do fator de carga de 100 e colimação do feixe próximo de 10 mm (TACK e Cols, 2012).



Figura 3.10 Objeto simulador de PMMA de tamanho padrão e câmara de ionização de 10 cm. Fonte:TACK e Cols.,2012.

A fórmula geral de CTDI, se medido no objeto simulador ou no ar é apresentada pela Equação 4:

$$CTDI = \frac{1}{N \times T} \int_{-L/2}^{+L/2} D_z dz \quad (4)$$

onde: D_z é a dose, L é o comprimento ativo do volume de detector, N é o número de cortes adquiridos simultaneamente (ou imagens) e T é a largura do feixe (espessura do corte). Geralmente é conhecido como $CTDI_{100}$ quando medido com uma câmara de ionização tipo lápis de 100 mm, dando uma integração da distância de 100 mm, como demonstrado na Equação 5:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \times T} \int_{-50}^{+50} D_z dz \quad (5)$$

Todas as variantes de CTDI descritas têm valores diretamente relacionados à profundidade em que as câmaras de ionização tipo lápis são colocadas no interior dos objetos simuladores cilíndricos de PMMA. Para correção da leitura, utiliza-se o CTDI ponderado, $CTDI_w$, que é a média ponderada das medidas de dose realizadas na região central ($CTDI_c$) e periférica ($CTDI_p$) do objeto simulador padrão. A ponderação é de um terço em posição central e de dois terços na posição periférica, como é identificado na Equação 6 (LEITZ, 1995).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p \quad (6)$$

Para obter um indicador de dose para volumes de varreduras de cortes não contíguos ou com *pitch* P diferente de um, um fator de correção é aplicado conforme demonstrado na Equação 7:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{P} CTDI_w \quad (7)$$

O índice de dose de TC do volume, $CTDI_{vol}$, representa a dose absorvida, ou

seja, quantidade de energia depositada pela radiação ionizante por unidade de massa, para o corte central do volume avaliado, isto é, calculado a partir da medida de um único corte.

O parâmetro de dose DLP, produto da dose pelo comprimento, considera comprimento longitudinal da varredura L em TC helicoidal e é calculado a partir de $CTDI_{vol}$, pela Equação 8:

$$DLP = L CTDI_{vol} \quad (8)$$

O DLP também pode ser obtido através da Equação 9:

$$DLP = CTDI_w \cdot N T \quad (9)$$

onde N representa o número de cortes realizados e T é a espessura do corte (em cm) durante a aquisição de imagens dos cortes axiais na TC convencional. Então DLP é dado em mGy.cm (MOURÃO, 2007).

Em TC, a dose efetiva (E), em Sievert (Sv), tem relação com o risco de indução de câncer e pode ser estimada pelo produto DLP com a constante k , de acordo com a Equação 10:

$$E = k \cdot DLP \quad (10)$$

onde k é dada em $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$ e padronizada de acordo com a região de varredura e a idade do paciente, conforme pode ser observado na Tabela 3-2 (MOURÃO, 2007). Os valores de k são baseados nos fatores de peso dos órgãos publicados na ICRP 60 (ICRP, 1990).

Tabela 3.3 - Valores padronizados de k .

REGIÃO DO CORPO	VALORES PADRONIZADOS DE K ($mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$) E PARA CADA DADE (EM ANOS)				
	0	1	5	10	ADULTO
CABEÇA E PESCOÇO	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
CABEÇA	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
PESCOÇO	0,017	0,012	0,011	0,013	0,014
TÓRAX	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
ABDOME E PELVE	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
TRONCO	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Fonte: MOURÃO, 2007.

As limitações de $CTDI_{vol}$ e DLP devem ser consideradas, pois são medidas que se referem a objetos simuladores de PMMA, de tamanhos específicos, que podem ser maiores ou menores do que os pacientes examinados; assim, podem subestimar ou superestimar a dose absorvida e apenas devem ser utilizados para otimização de protocolos.

A dose efetiva também deve ser usada com cautela, pois é calculada a partir do DLP. É útil para comparar risco relativo de diferentes protocolos de exame ou de tomógrafos diferentes (TACK e Cols., 2012).

Outras grandezas relacionadas à quantidade de radiação que um material absorveu são a exposição e dose absorvida.

Exposição é uma grandeza que avalia a intensidade de um campo de radiação eletromagnética indiretamente ionizante em função do efeito que produz na matéria. É calculada pela razão conforme a Equação 11:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (11)$$

onde dQ é o valor absoluto da carga elétrica total de íons de um mesmo sinal,

produzidos no ar, quando todos os elétrons secundários (negativos e positivos) liberados pelos fótons em um volume de ar, dv , cuja massa é dm , são completamente freados no ar. A unidade no SI é $C \cdot kg^{-1}$ e a unidade antiga é o Roentgen (R) sendo que $1R = 2,58 \times 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$

Devido à necessidade de se conhecer perfeitamente a massa do volume de material atingido e de coletar toda a carga de mesmo sinal num eletrodo, a medição da *Exposição* só é possível numa câmara de ionização a ar, a *câmara de ar livre* (“*free-air*”).

A grandeza dose absorvida é definida para todos os tipos de radiação ionizante e para qualquer material irradiado, pode ser demonstrado pela Equação 12:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (12)$$

onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante no elemento de volume dv que contém a massa dm . A unidade de dose absorvida no SI é o $J \cdot kg^{-1}$, que é denominada Gray (Gy). A unidade antiga é o Rad (*radiation absorbed dose*) sendo que $1rad = 0,01J \cdot kg^{-1}$.

3.7. Detectores de Radiação

Detector de radiação é um dispositivo capaz de identificar a presença de radiação em um meio e medi-la. O detector se caracteriza por elemento ou material sensível à radiação e um sistema que transforma os efeitos em grandeza de medida. Diferentes radiações podem interagir com o meio material por processos diversos, como geração de cargas elétricas, geração de luz, sensibilização de películas fotográficas, criação de lacunas no material, geração de calor e alterações da dinâmica de certos processos químicos.

O detector é um dispositivo adequado para medição de uma radiação específica e deve apresentar propriedades que se caracterizam por: repetitividade, reprodutibilidade, estabilidade, exatidão, precisão, sensibilidade e eficiência. Deve

apresentar também propriedades regidas por normas da IEC 731 ou ISO 4037. Foram criados fatores de correção para detectores, pois todas as exigências não são preenchidas para um determinado detector (THAUATA, 2003).

3.8. Dosimetria Termoluminescente

A dosimetria termoluminescente é amplamente utilizada para medidas pontuais em tomografia computadorizada, pois não precisa estar ligada a sistema elétrico com transferência de dados.

O TLD se aproveita da característica de certos cristais imperfeitos de absorver energia de radiações ionizantes e reemitir-las quando aquecidos a temperaturas específicas, e têm resposta dosimétrica ótima para pequenos valores. Além das propriedades dos dosímetros em geral, devem apresentar eficiência na emissão de luz, espectro de emissão TL na faixa de sensibilidade do instrumento de leitura, não apresentar toxicidade, resposta linear no intervalo de interesse e baixo custo.

As leituras e calibrações de dosímetros são rastreadas por laboratório nacional e rede do BIPM.

O volume sensível de um material termoluminescente consiste de uma massa pequena (de aproximadamente 1 a 100 mg) de um material cristalino dielétrico contendo ativadores próprios (THAUATA, 2003). O processo físico da termoluminescência é semelhante ao conceito de bandas dos sólidos, com relação aos níveis eletrônicos de energia. Quando um cristal termoluminescente é exposto à radiação ionizante, esta fornece energia aos seus elétrons, que passam do estado fundamental, de menor energia para um estado excitado, de maior energia. Caso esta energia seja superior à energia de ligação do elétron, cria-se uma lacuna na banda de valência. O elétron e a lacuna se movem através do cristal até que ocorram recombinações ou a captura em estados metaestáveis de energia, isto é, de energia intermediária. Quando o material é aquecido, os elétrons aprisionados nos estados intermediários são liberados e perdem energia nos centros de

luminescência, como podem ser identificados no esquema da Figura 3.11 (SANTANA, 2014). A diferença de energia entre os dois níveis emite um fóton com luz visível (energia da ordem de alguns eV).

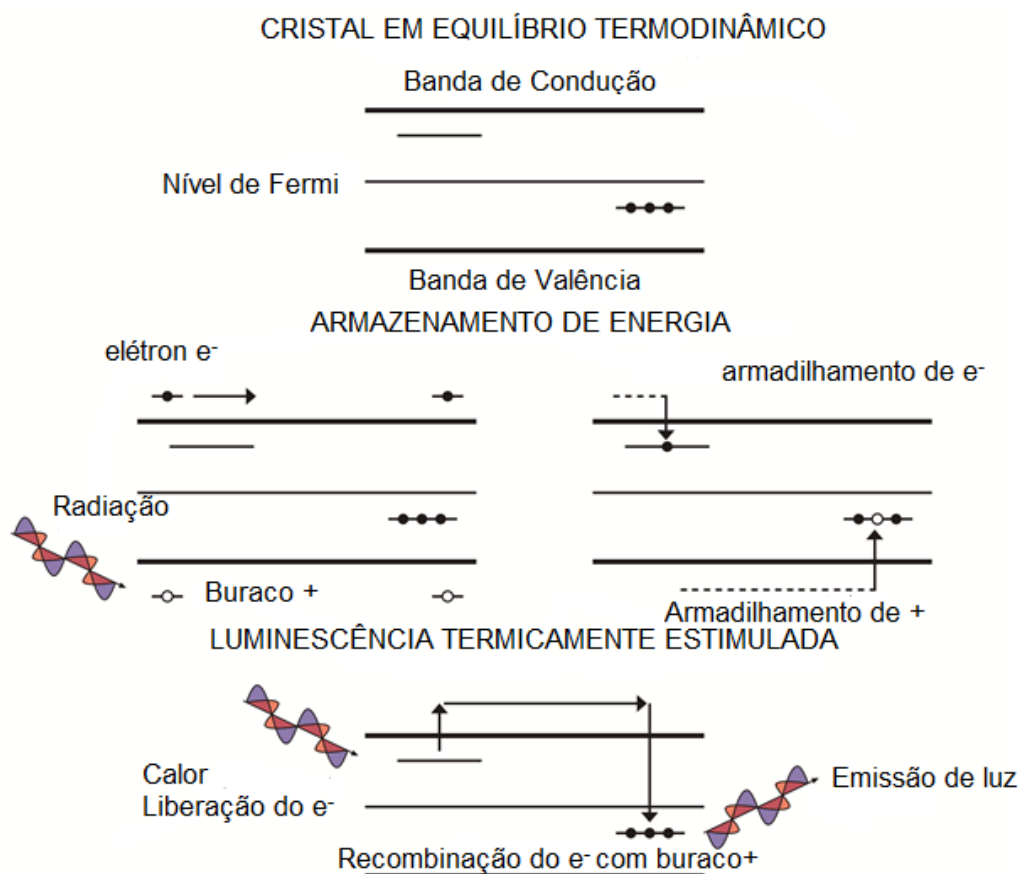


Figura 3.11 - Esquema simplificado da termoluminescência nos cristais. Fonte: SANTANA, 2014.

Desta forma, a irradiação cria dois tipos de imperfeições na rede cristalina: armadilhas para elétrons, que capturam e aprisionam portadores de carga, e centros de luminescência. Se a recombinação ocorre com emissão de luz, uma curva de emissão TL pode ser observada em função da temperatura ou do aquecimento (OLIVEIRA, 2011). A curva de emissão TL é característica de cada material.

Vários tipos de materiais TL estão disponíveis para muitos tipos de aplicação como: dosimetria pessoal de corpo inteiro, dosimetria pessoal de extremidade, monitoração ambiental, dosimetria de altas doses e de TC.

As principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes para dosimetria são o $CaSO_4$ (sulfato de cálcio), LiF (fluoreto de lítio) e a CaF_2 (fluorita). O LiF é mais utilizado, devido ao número atômico efetivo baixo, ligeiramente maior do que o do tecido ou do ar, de boa confiabilidade, pelas características dosimétricas e físicas que possuem, como a alta sensibilidade, linearidade de resposta em uma faixa extensa de dose, baixa perda de sinal, insensibilidade à luz, e outras (GONZAGA, 2012).

Os ativadores ou dopantes, que são adicionados aos fósforos, aumentam a sensibilidade e a capacidade do cristal em criar níveis intermediários de energia, responsáveis pela retenção de parte da energia depositada pela radiação. Os elementos que ativam ou dopam os cristais utilizados são: magnésio (*Mg*), titânio (*Ti*), disprósio (*Dy*) e manganês (*Mn*). O LiF é dopado com *Mg* e *Ti*, $LiF:Mg,Ti$ e o $CaSO_4$ com disprósio e *Mn* ($CaSO_4:Dy$, sulfato de cálcio dopado com disprósio) e $CaSO_4:Mn$ (dopado com manganês).

O material TL emite luz quando é aquecido, somente de uma pequena parte da energia depositada da dose absorvida. Para o $LiF:Mg,Ti$, TLD 100, por exemplo, é estimada uma perda de 99,96% da energia depositada pela radiação ionizante (SANTANA, 2014).

Para alguns materiais, as armadilhas resistem à temperatura ambiente por períodos de tempo longos (maiores do que 30 dias), ou seja, só liberam um elétron e emitem luz após um tratamento térmico, de algumas centenas de grau Celsius.

A utilização do TLD é útil, pois a luz emitida é proporcional à radiação incidente e, mesmo que pequena parte da energia depositada se transforme em luz, são reprodutíveis e reutilizáveis, antes de apresentarem fadiga expressiva.

Para reutilização dos detectores TL é necessário tratamento térmico prévio, em duas etapas: tratamento térmico propriamente dito e pré-leitura.

O TLD é tratado termicamente antes da exposição para restabelecer o

equilíbrio termodinâmico, garantindo que todas as armadilhas recombinem. O tratamento de pré-leitura é usado para retirar intencionalmente as armadilhas pouco estáveis (rasas) à temperatura ambiente antes da leitura TL, que garante o resultado correto da dose. Este tratamento reduz do efeito de desvanecimento.

O desvanecimento ou *fading* é o processo em que o dosímetro perde não intencionalmente a informação latente (resposta), devido à emissão espontânea de luz à temperatura ambiente. Nesse caso, as armadilhas mais rasas desvanecem mais rapidamente do que as mais profundas, ocorrendo perda da resposta, mesmo que o dosímetro não seja exposto termicamente, o que ocorre em uma pequena porcentagem (OLIVEIRA, 2011).

4. METODOLOGIA

4.1. Equipamentos

Os experimentos foram realizados em tomógrafos multidetectores da GE Healthcare®, modelos Discovery 690 do CTMM, Centro de Tecnologia de Medicina Molecular, da Faculdade de Medicina da UFMG, e BrightSpeed Elite, do Hospital Sarah – BH, que dispõem de 64 e 16 canais, respectivamente. Os serviços de radiodiagnóstico médico utilizados estavam em conformidade com as normas estabelecidas pela Portaria número 453/98 do Ministério da Saúde, fiscalizados pela Vigilância Sanitária de Minas Gerais.

Os equipamentos e os materiais do Laboratório de Calibração de Dosímetros do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear/ Comissão Nacional de Energia Nuclear (CDTN/CNEN) foram utilizados para calibração e leitura de dosímetros termoluminescentes, e são os seguintes:

- Irradiador de ^{137}Cs ;
- Equipamento de raios X Seifert-Pantak;
- Dosímetros termoluminescentes Harshaw de LiF:Mg,Ti (TLD 100) tipo bastão;
- Forno automatizado PTW Freiburg, modelo: TLD O;
- Leitora termoluminescente Harshaw, Thermo Electron Corporation, modelo: 4500 e 5500;
- Software Winems®;
- Objetos simuladores antropomórficos e antropométricos feminino e masculino, modelo Alderson Rando®.

Todos os equipamentos utilizados foram operados por funcionários treinados dos respectivos serviços de diagnósticos médicos e do Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN/CNEN.

4.2. Dosímetros

Para medir as doses absorvidas foram utilizados TLD_s, modelo de bastão,

Harshaw®, *LiF:Mg,Ti* (TLD-100). Os referidos dosímetros são constituídos de fluoreto de lítio ativados com magnésio e titânio, modelo bastão com 1 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento, fabricados pela *Harshaw Chemical Company* (Figura 4.1). Segundo o fabricante, o dosímetro responde linearmente para doses entre 10^{-4} Gy e 100 Gy e se satura para doses acima de 5×10^3 Gy. A referida faixa de leitura atende aos interesses deste trabalho já que as doses esperadas são da ordem de 10^{-4} Gy a algumas dezenas de mGy.

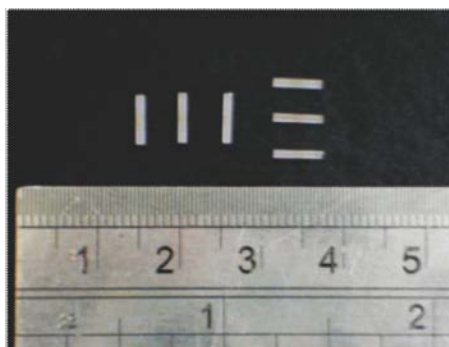


Figura 4.1-Dosímetros termoluminescentes, modelo de bastão (TLD-100). Fonte: MOURÃO, 2007.

4.3. Calibração e Leitura de detectores

Os leitores de sinal dos detectores podem ser manuais ou automáticos. Ambos possuem três partes básicas: sistema de aquecimento, de detecção de luz e o eletrônico.

O processo começou com a limpeza térmica dos dosímetros de dois lotes de 180 dosímetros, o primeiro lote era composto de dosímetros reutilizados e o segundo lote de dosímetros novos. Para o primeiro lote foi realizado aquecimento pré-irradiação a uma temperatura de 400°C , durante uma hora, seguido de outro aquecimento a 100°C durante duas horas em forno automatizado. Para a eliminação de impurezas físicas, os dosímetros foram submetidos a tratamento mecânico de ultrassom em uma cuba com água tridestilada.

O forno automatizado do sistema de aquecimento pode ser observado na Figura 4.2.

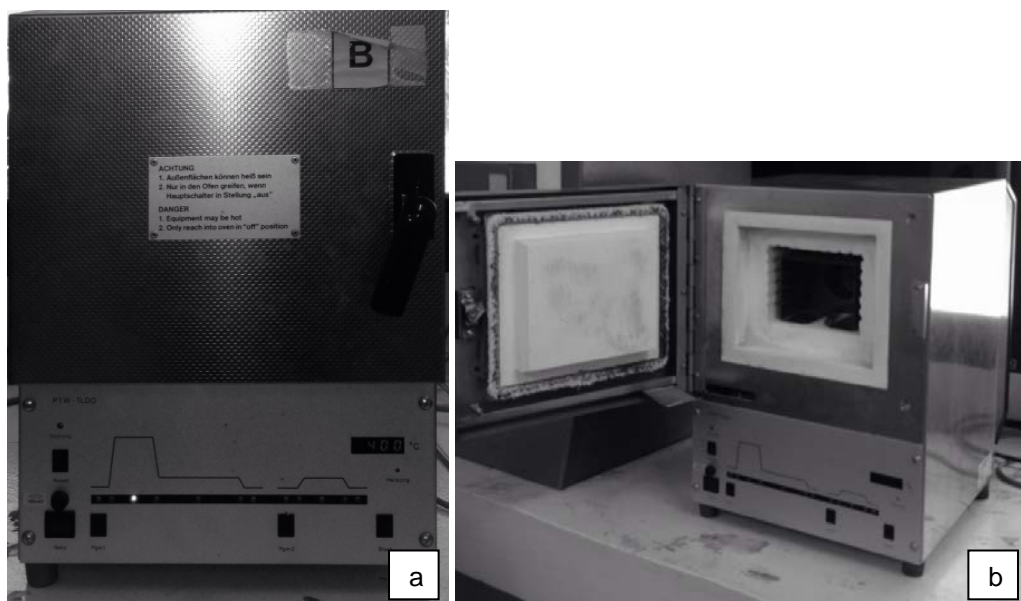


Figura 4.2-Fotografia de forno automatizado PTW Freiburg, modelo: TLD O.

Então foram selecionados 96 dosímetros de cada lote, que posteriormente foram irradiados com a tensão de 120 kV, de acordo com a faixa de energia utilizada na prática clínica e dos testes realizados durante o trabalho, em equipamento de raios X Seifert-Pantak® (Figura 4.3), até que fosse atingida a dose absorvida ou Kerma no ar de 5 mGy. Para tal procedimento foi utilizada uma câmara de ionização padrão. Os dosímetros TLD_s foram posicionados em um pequeno suporte de poliestireno expandido e a 100 cm de distância da fonte. Os procedimentos foram repetidos por três vezes para seleção de dois grupos de dosímetros, e desta forma foi avaliada a repetibilidade.

E as calibrações dos TLDs foram feitas de acordo com os critérios da RQT 9 (reference radiation for tomography) com parâmetros discriminados na Tabela 4.1 (IEC,2005; Gonzaga, 2012).

Tabela 4.1- Parâmetros utilizados na calibração dos dosímetros TLD.

Radiações de Referência	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração (mm)	Camada Semi-redutora (mmAl)
RQT 9	120	10	3,5 mm Al +0,21 Cu	8,4

Adaptado de Gonzaga, 2012.

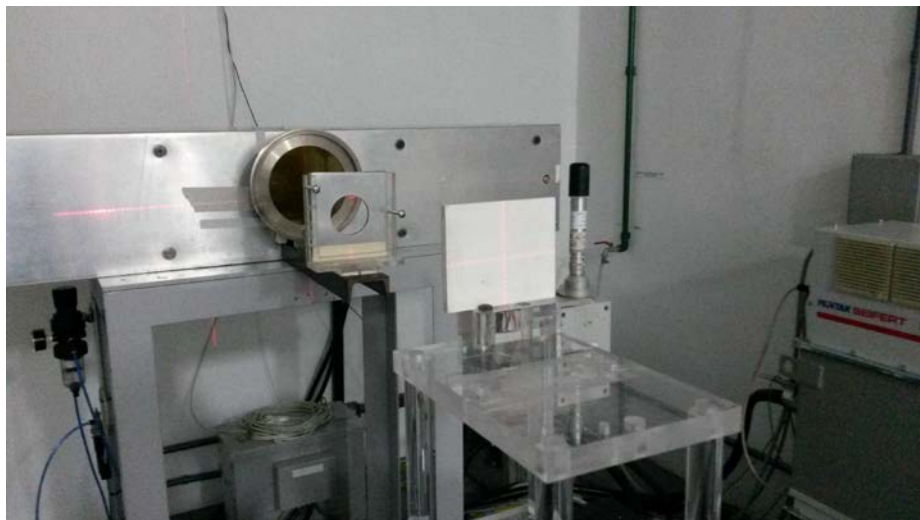


Figura 4.3-Equipamento de raios X Seifert-Pantak;

Os TLD_s foram colocados descobertos pelo material suporte, para que a calibração fosse realizada livre no ar. Foi estabelecido o tempo de exposição equivalente a um kerma no ar de 5,0 mGy.

Além disso, os dosímetros foram submetidos a uma irradiação por uma fonte de Cs¹³⁷, cuja energia é em média 80 keV e, também, com 5,0 mGy de kerma no ar, para avaliação de homogeneidade. A radiação de fundo foi medida por três dosímetros, que foram colocados fora da sala de calibração.

Então, deste modo, foi obtido o coeficiente de calibração dos dosímetros, N_k , de acordo com a seguinte Equação 13:

$$N_k = \frac{K}{\bar{L}} \quad (13)$$

onde é K é o kerma no ar, \bar{L} , que é a leitura média dos TLD é dada em nC.

Após a irradiação, no momento da leitura, um pré-aquecimento foi realizado no forno à temperatura de 100°C por dez minutos. Este processo elimina a contribuição de energias inferiores às de interesse armazenadas nos dosímetros, que possam ser decorrentes de outros fenômenos físicos, de modo a limpar a curva de luminosidade dos TLD e privilegiar os picos de interesse dosimétrico. Em seguida é feita a leitura da carga acumulada na leitora Harshaw, Figura 4.4.



Figura 4.4-Leitora termoluminescente Harshaw, Thermo Eletctron Corporation, modelo: 5500.

Com o aquecimento controlado dos dosímetros TLD a 400°C, ocorre a recombinação dos elétrons na camada de valência e emissão dos fótons luminosos. O sistema de detecção de luz capta o sinal TL que é emitido e direciona o feixe de luz aos tubos fotomultiplicadores. Em seguida gera sinal elétrico com intensidade proporcional à emissão de luz. O sistema eletrônico consiste na coleta e amplificação do sinal elétrico. Obtém-se o resultado da leitura em Ampère, que é transformado em nCs^{-1} , gerando então o relatório em carga elétrica, em nC.

O sistema mecânico veda todo o sistema contra a possível entrada de luz e ar ambiente no sistema de detecção TL.

Os dois grupos de 96 dosímetros selecionados foram utilizados nos testes para avaliação de dosimetria pontual e os respectivos fatores de calibração para o primeiro lote foi de $0,8285 \text{ mGy.nC}^{-1}$ e para o segundo $0,26424 \text{ mGy.nC}^{-1}$.

4.4. Dosimetria Pontual

Foram colocados três dosímetros em cada ponto no interior do objeto simulador ou na superfície de acordo com a proximidade do órgão de interesse, para medir as doses absorvidas nos cristalinos, tireoide, forame magno e prolongamento axilar das mamas. As médias das doses absorvidas foram utilizadas para análise estatística.

E pressupõe-se que a dose absorvida no objeto simulador tenha comportamento semelhante ao identificado no corpo humano. Isto é esperado porque o objeto simulador antropomórfico e antropométrico que é construído com

materiais de densidade e composição química semelhantes às do corpo humano. Então foram escolhidos os órgãos radiosensíveis na área de exame e próximos da área da tomografia, como tireoide, cristalino e mamas. E no forame magno, cujo conteúdo é a medula, que é menos radiosensível, mas se localiza em região posterior da área examinada.

4.5. Varredura de Coluna Cervical

O protocolo de varredura de coluna cervical do objeto simulador feminino foi realizado sem e com protetor de tireoide de bismuto, por duas vezes, com três TLDs colocados em cada ponto e no mesmo equipamento de 64 canais. Os parâmetros foram os seguintes:

para os localizadores, que são radiografias digitais obtidas com o tubo a 90° e 180°, que são utilizados para programar os cortes axiais, foram realizados com 120 kV e 10 mA, extensão da aquisição de 17 cm, como discriminado na Tabela 4.2, do crânio às primeiras vértebras torácicas. As imagens de localizadores em AP e lateral que foram realizados em todos os testes e podem ser identificados na Figura 4.5, nas imagens em a e b, respectivamente. Além disso, todos os localizadores foram realizados sem protetor de tireoide.

- para os cortes axiais do objeto simulador feminino foi utilizada técnica helicoidal, extensão da aquisição do occipital à primeira vértebra torácica, com 13,5 cm de extensão, 120 kV, 295 mA, pitch de 0,984, tempo de rotação do tubo de 0,8s, espessura do corte de 1,25 mm e espaço de 1,25 mm, cujos parâmetros estão esquematizados na Tabela 4.3;
- velocidade da mesa de 9,37 mm/rotação completa e FOV de 12 cm.

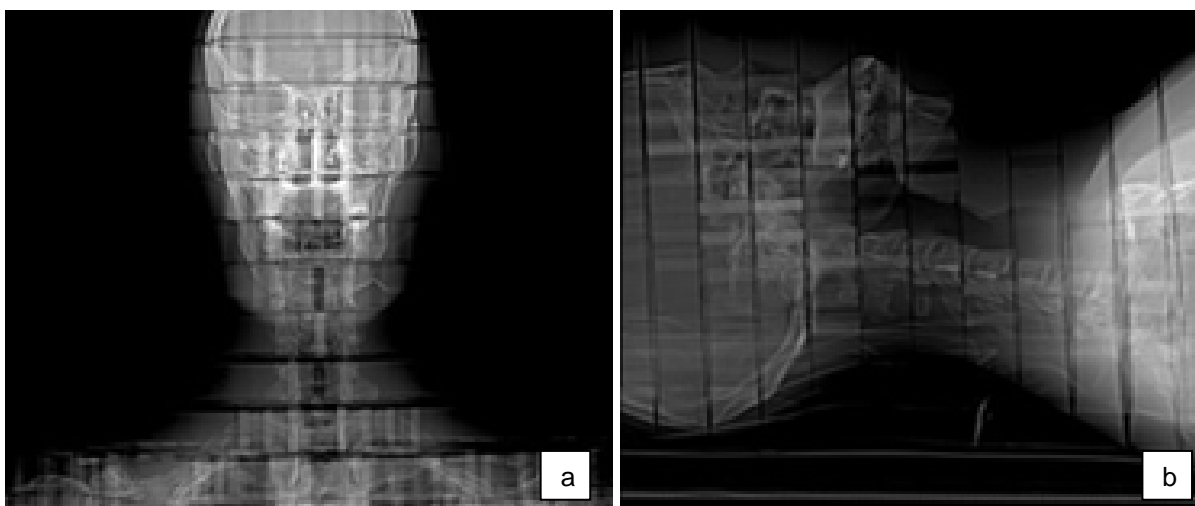


Figura 4.5 Localizadores do objeto simulador feminino.

Tabela 4.2 - Parâmetros dos localizadores dos objetos simuladores.

Voltagem (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Distância (cm)
120	10	1	17,0

Tabela 4.3 - Parâmetros dos cortes do objeto simulador feminino.

Voltagem (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo (s)	Pitch	Distância (cm)	Espessura (mm)
120	295	0,8	0,984	13,50	1,25

E utilizando o objeto simulador masculino foram realizadas cinco varreduras, sendo uma varredura de cada protocolo da coluna cervical, a primeira sem protetor de tireoide de bismuto, da segunda à quinta varredura com protetor de tireoide, sendo três medidas de dose absorvida para cada ponto e no mesmo equipamento de 16 canais. Os parâmetros que sofreram variações estão esquematizados na Tabela 4.4. E os parâmetros foram os seguintes:

- duas aquisições com 295 mA de forma semelhante à varredura do feminino;

- uma aquisição de 50 a 250 mA, mantido o passo de dose e índice de ruído; duas de 50 a 300 mA, com aumento do passo de dose e consequentemente o índice de ruído.

Os parâmetros dos localizadores e os protocolos de varredura de coluna cervical utilizados para o objeto simulador feminino e os dois primeiros do masculino foram iguais, exceto pela maior extensão exigida pelo objeto simulador masculino.

Tabela 4.4 Parâmetros dos cortes do objeto simulador masculino.

Parâmetros	Primeiro Teste	Segundo Teste	Terceiro Teste	Quarto Teste	Quinto Teste
Tensão (kV)	120	120	120	120	120
mA	295	295	50 a 250	50 a 300	50 a 300
mA médio			95,3	88	64
Distância	170	170	170	170	170
Tempo de tubo (s)	1	1	1	1	1
mAs	295	295	50 a 250	50-300	50-300
Espessura do feixe (mm)	80 x 0,625	80 x 0,625	80 x 0,625	80x,625	80x,625
Espessura de Reconstrução	1,25	1,25	1,25	1,25	1,25
pitch	0,984	0,984	0,984	0,984	0,984
Velocidade da mesa (mm/rot)	9,37	9,37	9,37	9,37	9,37
Quantidade de varredura	1	1	1	1	1
Passo de Dose	2,87	2,87	2,87	-10,13	-40,13
Índice de ruído	5,68	5,68	5,68	9,99	19,93
CTDI (mGy)	32,34	32,34	40,65	21,41	15,57
DL(Gy.cm)	600,01	600,01	754,25	397,21	288,88

As varreduras do feminino foram obtidas no tomógrafo multidetector da GE Healthcare®, modelo Discovery 690 do CTMM, da Faculdade de Medicina da UFMG, de 64 canais e com mAs automático, realizados previamente à instalação de programa *ontime* de redução de dose.

As varreduras do masculino foram obtidas no tomógrafo multidetector da GE Healthcare®, modelo BrightSpeed Elite do Hospital Sarah – BH, de 16 canais, com mAs automático, posteriormente à instalação de programa *ontime* de redução de dose e de *Dose Check*. Neste último programa, o equipamento notifica em vermelho quando o $CTDI_{vol}$ e DLP dos cortes programados excedem valores recomendados pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), como por exemplo para crânio de adulto é 80 mGy, de criança com menos de 2 anos é 50 mGy, entre 2 e 5 anos de 60 mGy.

4.6. Objetos Simuladores

Foram utilizados objetos simuladores, antropomórficos e antropométricos, masculino e feminino, modelo Alderson Rando®. Esses objetos apresentam características de “Homem Padrão”, feitos de esqueleto humano revestidos de material de borracha, que simulam tecidos de coeficientes de atenuação semelhantes ao humano, com peso e dimensões de adulto. O masculino de estatura de 1,75 m e peso corporal de 73,5 kg e o feminino de estatura de 1,55 m e peso corporal de 55,5 kg (ICRP, 1975; ICRP, 2002). E que podem ser identificados na Figura 4.6 e na Figura 4.7.

Existem características do corpo humano que não são representadas nos objetos simuladores, o que resulta em aumento de incerteza na avaliação de doses absorvidas.

A cabeça e tronco dos simuladores são fatiados, o masculino com 33 fatias e feminino com 31 fatias, cada fatia com 2,5 cm de espessura, das quais foram utilizadas 21 fatias do masculino e 18 do feminino, que podem ser vistos na Figura 4.6, fotografias em a e b, respectivamente. As fatias apresentam pequenos cilindros fixadores, que podem ser substituídos por dosímetros.

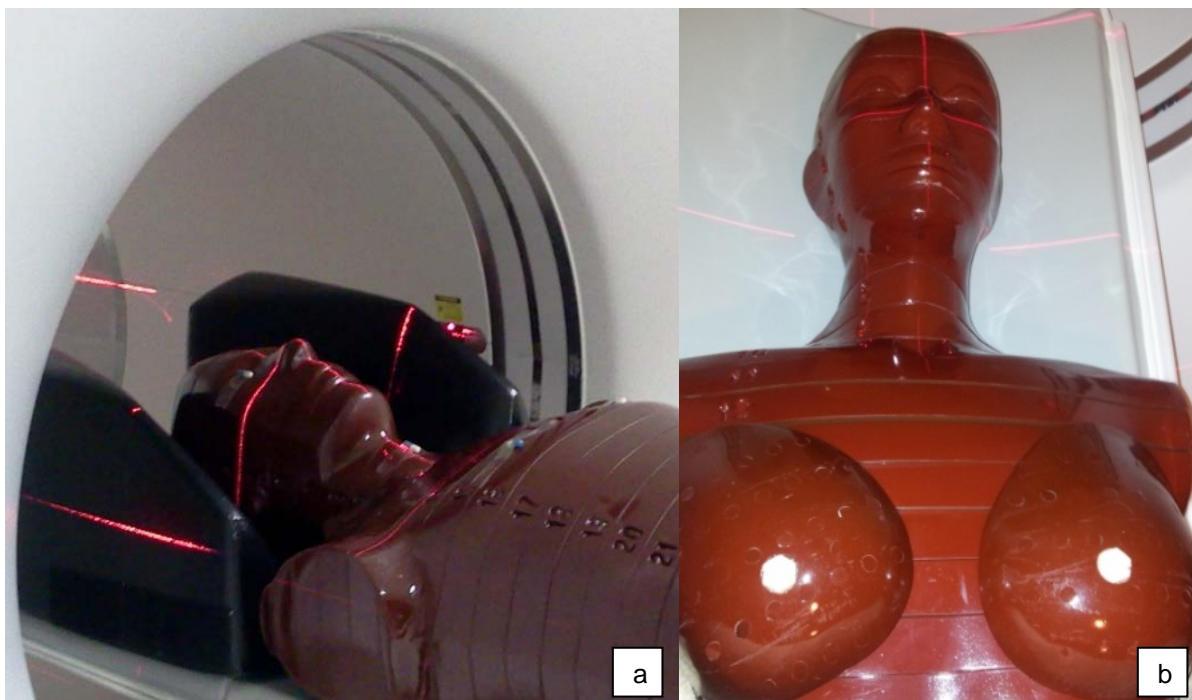


Figura 4.6- Objetos simuladores, antropomórficos e antropométricos, modelo Alderson Rando®.

A Figura 4.7 mostra o modelo Alderson Rando® feminino com protetor de tireoide de bismuto no isocentro do tomógrafo durante a preparação para varredura, em a vista anterior e b vista lateral.

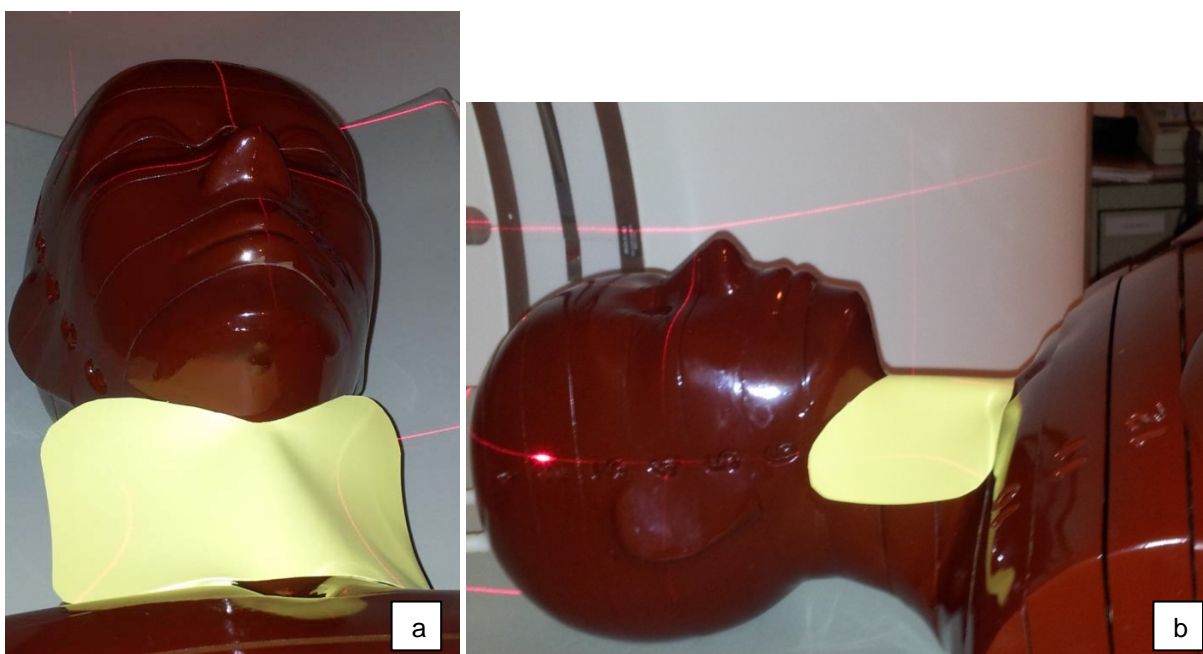


Figura 4.7-Objeto simulador antropomórfico e antropométrico feminino, modelo Alderson Rando® com protetor de tireoide de bismuto.

4.7. Dispositivo de Proteção

Foi utilizado protetor de tireoide de bismuto de 1,0 mm de espessura, que pode ser identificado na Figura 4.8, o molde mostrado na imagem superior e protetor de tireoide de bismuto confeccionado mostrado na imagem inferior. O mesmo foi confeccionado a partir de uma placa de bismuto coberta com borracha maleável, comprada da Universal Medical®, com dimensões padronizadas de protetor de tireoide pela ABNT NBR IEC 61331-1:2004.



Figura 4.8- Molde e protetor de tireoide de bismuto confeccionado.

4.8. Análise estatística

Obtidos os resultados dos testes com os objetos simuladores, sendo seis medidas para cada ponto nos dois testes do feminino, e três para cada ponto do masculino, sem e com protetor de tireoide de bismuto, foram realizados estudos estatísticos para verificar se a diferença entre as amostras foram significativas. Foram feitas as seguintes análises comparativas:

1. Objeto simulador feminino sem protetor e com protetor;

2. Objeto simulador masculino sem protetor e com protetor (primeiro e segundo testes).

O teste não paramétrico de Mann-Whitney foi utilizado para as análises, uma vez que todas as medidas dos dosímetros foram registradas. Para avaliar a hipótese nula de igualdade entre as medianas das doses absorvidas de radiação-X, foi considerada a probabilidade de significância de 0,05.

A aplicação do teste foi feita através do *software* comercial Minitab® 16.

O teste de Mann-Whitney é recomendado quando se dispõe de pequena amostra e as variáveis não apresentam necessariamente uma distribuição normal e/ou não há homogeneidade de suas variâncias. O teste é considerado não paramétrico, isto é, os dados não precisam seguir necessariamente uma distribuição particular. Por isso mesmo, é necessário ter acesso a todos os resultados para poder aplicá-lo (UFSC, 2012).

Para os dados obtidos do terceiro ao quinto testes realizados com o objeto simulador masculino foi realizada apenas análise descritiva.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. Objeto simulador feminino

As médias das doses absorvidas em ambos os experimentos realizados com objeto simulador feminino, desvios padrões e a porcentagem de redução da dose promovida pelo protetor de tireoide de bismuto podem ser identificadas na Tabela 3.1. As médias de doses absorvidas mais altas obtidas foram sem o protetor de tireoide de bismuto, a primeira mais alta de 60,0 mGy foi na tireoide, órgão que se localiza na direção do feixe primário de raios X para exame de TC de coluna cervical. Em seguida as doses mais altas no teste sem o protetor foram encontradas nos cristalinos, no direito foi de 35,2 mGy e no esquerdo de 33,2 mGy, e se deve à radiação espalhada mais próxima da área de exame. Em seguida, também para o teste sem protetor, está o forame magno, localizado na extremidade posterior da área examinada, cuja dose média foi de 24,9 mGy. E finalmente as doses absorvidas mais baixas foram verificadas nos prolongamentos axilares das mamas, de 2,0 mGy na esquerda e 1,4 mGy na direita, devido à radiação espalhada mais afastada da área de exame.

Uma vez obtidos os resultados das doses absorvidas nos testes com o objeto simulador feminino sem e com o protetor de tireoide de bismuto, foi aplicado o teste estatístico de Mann-Whitney com objetivo de definir se as amostras são significativamente diferentes. Como pode ser observado na Tabela 5.1 as doses absorvidas no forame magno e na mama direita foram semelhantes sem e com a utilização do protetor de tireoide, isto é, os valores de p foram superiores à significância de 0,05. Para os outros órgãos, houve mudança significativa da dose absorvida devido à colocação do protetor de tireoide, com os valores de p inferiores à significância de 0,05.

Observa-se que o protetor de tireoide promoveu reduções nas doses absorvidas dos órgãos avaliados de forma significativa, exceto no forame magno e mama direita, sendo que os maiores percentuais de redução da dose absorvida ocorreram nos cristalinos, de 52% e 47%, no direito e esquerdo respectivamente; seguidos de 27,2% da tireoide e de 18,8% mama esquerda.

Tabela 5.1 - Médias de dose absorvida, desvio padrão, redução de dose em porcentagem e valor de p, utilizando objeto simulador feminino, sem e com protetor de tireoide de bismuto.

Protetor de tireoide						
Órgão	Sem		Com		Redução de dose [%]	Valor de p [-]
	Média (mGy)	Desvio padrão	Média (mGy)	Desvio padrão		
Cristalino Direito	35,2	±1,10	16,8	±4,22	52,3	<0,0051
Cristalino Esquerdo	33,2	±0,57	17,6	±5,02	47,1	<0,0051
Forame Magno	24,9	±6,05	23,8	±5,97	4,42	0,2876
Tireoide	60,0	±4,38	43,7	±3,20	27,2	<0,0051
Mama Direita	1,4	±0,29	1,4	±0,24		0,9362
Mama Esquerda	2,0	±0,22	1,6	±0,21	18,8	0,0131

O comportamento das médias das doses absorvidas pelos órgãos, sem e com protetor de tireoide, pode ser identificado, no gráfico de colunas da Figura 5.1. E a comparação entre os resultados obtidos para cada órgão é mostrada, também, nos diagramas de caixa da Figura 5.2 e da Figura 5.3. Por exemplo, a diferença dos resultados obtidos sem e com o protetor é clara para a tireoide. Por outro lado, os resultados para o forame magno sem e com o protetor apresentam valores semelhantes, não sendo possível distinguir em qual dos dois casos a dose absorvida foi maior.

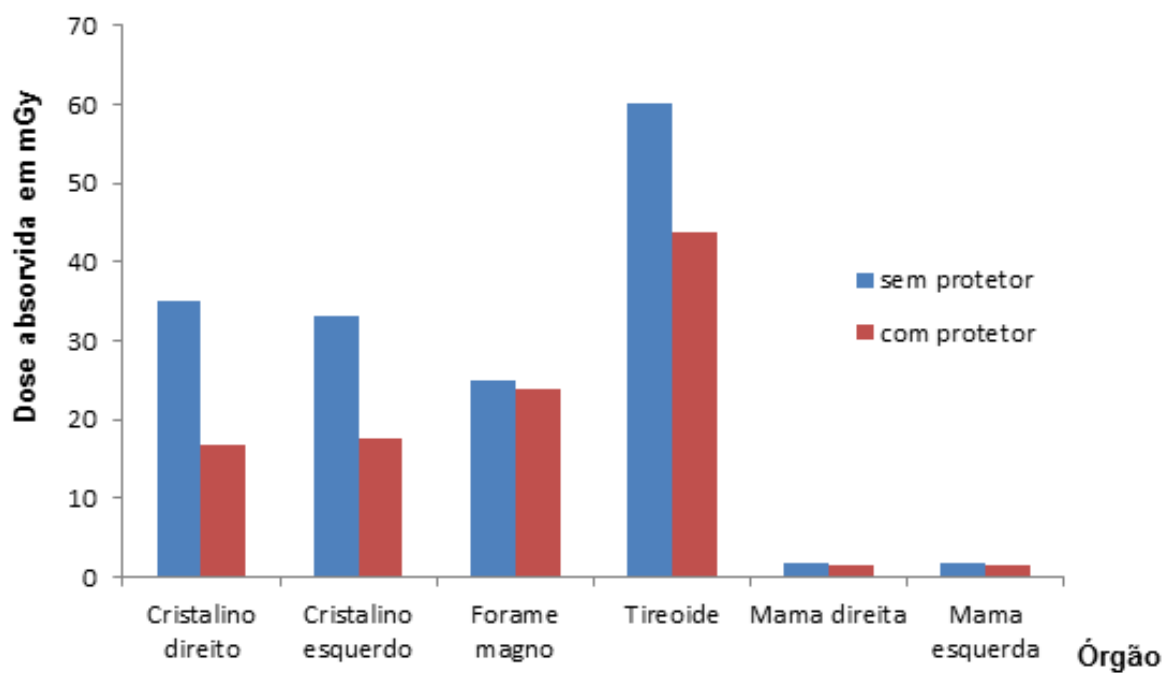


Figura 5.1 - As médias de doses absorvidas nos cristalinos, tireoide e mamas do objeto simulador feminino, sem e com protetor de tireoide.

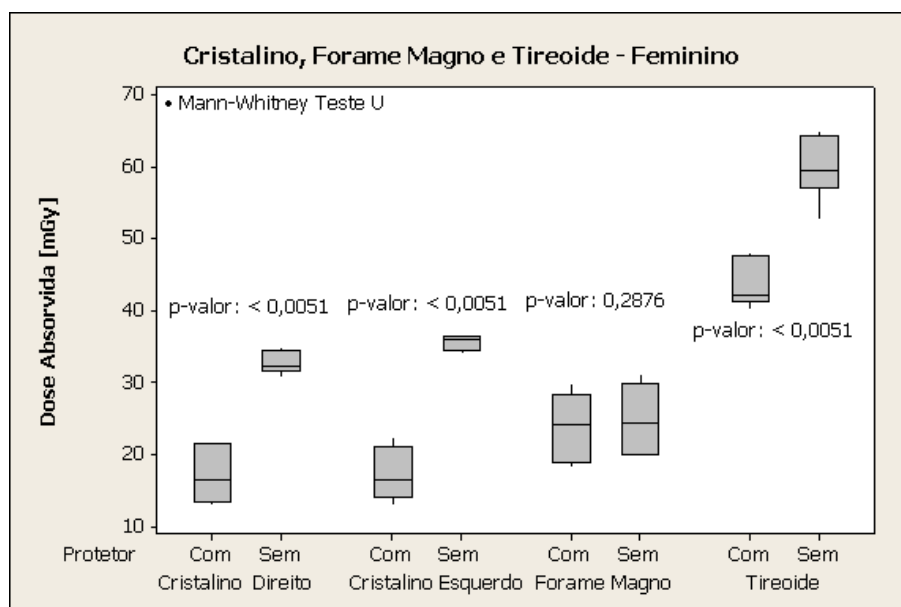


Figura 5.2 - Diagrama de caixa para as doses absorvidas pelos cristalinos, forame magno e tireoide do objeto simulador feminino sem e com protetor de tireoide

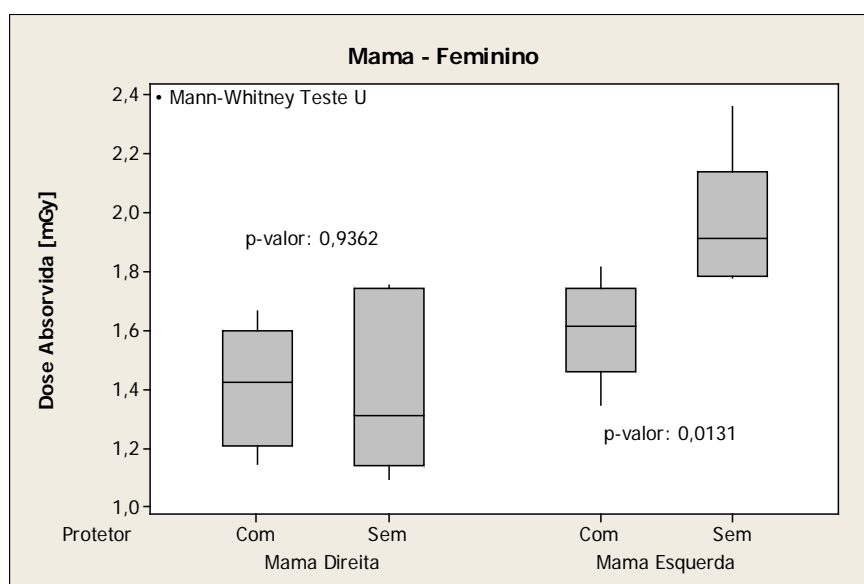


Figura 5.3 - Diagrama de caixa para as doses absorvidas pelas mamas do objeto simulador feminino sem e com protetor de tireoide

Em MDCT, o tubo de raios X gira 360 graus, quando o tubo está anteriormente posicionado, o protetor reduz a dose absorvida no paciente e em órgãos periféricos. Quando o tubo de raios X está posicionado posteriormente ao paciente, o protetor não reduz a dose no paciente (AAPM, 2012). Nesta posição, o

forame magno é a estrutura avaliada mais exposta à radiação. Provavelmente por isso, não houve redução significativa da dose absorvida nesta região anatômica.

A utilização do protetor não alterou a dose absorvida na mama direita, porém a reduziu expressivamente na mama esquerda. Provavelmente, esta diferença de comportamento se deve a assimetria no posicionamento dos dosímetros e/ou a uma discreta assimetria do objeto simulador.

O protetor de tireoide de bismuto promoveu redução expressiva nos cristalinos, chegando a 52%, na tireoide, 27%, e mama esquerda, 19%. Possivelmente, o impacto do protetor nos cristalinos e na mama esquerda ocorreu devido à redução da radiação espalhada. Para a tireoide, se deve à redução da absorção do feixe primário.

5.2. Objeto simulador masculino

As médias de doses absorvidas nos dois primeiros experimentos, sem e com protetor de tireoide de bismuto, realizados com objeto simulador masculino podem ser identificadas na Tabela 5.2. Além desses dados, podemos identificar também os desvios padrões, a porcentagem de redução e do aumento da dose promovida pelo protetor de tireoide de bismuto.

Na tireoide foram obtidas as médias de doses absorvidas mais altas, de 33,1 mGy e 25,4 mGy, sem e com protetor de tireoide de bismuto, respectivamente, pois é um órgão que se localiza na direção do feixe primário de raios X para exame de TC de coluna cervical. Em seguida, as doses mais altas foram encontradas no forame magno e se deve à radiação na área posterior de exame, 22,0 mGy sem o protetor e 22,4 mGy com o protetor. Em seguida, estão os cristalinos no teste com o protetor, o esquerdo com dose absorvida de 7,72 mGy e direito de 7,63 mGy, devido à radiação espalhada para órgãos localizados próximo da área examinada. E, finalmente as doses absorvidas mais baixas foram verificadas nos prolongamentos axilares das mamas, devido à radiação espalhada mais afastada da área de exame, mama esquerda com protetor de 0,41 mGy, sem o protetor de 0,45 mGy; e a direita sem protetor de 0,42 mGy e com protetor 0,49 mGy.

Uma vez obtidos os resultados das doses absorvidas nos testes com o objeto simulador masculino sem e com o protetor de tireoide de bismuto, o teste estatístico de Mann-Whitney foi aplicado com objetivo de definir se as amostras são significativamente diferentes. Como pode ser observado na

Tabela 5.2 as doses absorvidas no forame magno e na mama esquerda foram semelhantes sem e com a utilização do protetor de tireoide, isto é, os valores de p foram superiores à significância de 0,05. Para os outros órgãos, houve mudança significativa da dose absorvida devido à mudança nas condições de teste.

Tabela 5.2 - Médias de dose absorvida, desvio padrão, redução de dose em porcentagem e valor de p, utilizando objeto simulador masculino, sem e com protetor de tireoide de bismuto.

Órgão	Protetor de tireoide					
	Sem		Com		Redução de dose [%]	Valor de p [-]
	Média (mGy)	Desvio padrão	Média (mGy)	Desvio padrão		
Cristalino Direito	5,24	±0,12	7,63	±0,38	-49,0	<0,0404
Cristalino Esquerdo	5,18	±0,23	7,72	±0,50	-45,6	<0,0404
Forame Magno	21,98	±0,19	22,42	±0,49	Não foi significativamente diferente	0,1914
Tireoide	33,07	±0,20	25,35	±1,07	23,3	0,0404
Mama Direita	0,42	±0,02	0,49	±0,02	-16,7	0,0404
Mama Esquerda	0,45	±0,04	0,41	±0,03	Não foi significativamente diferente	0,1914

A comparação entre os resultados obtidos para cada órgão é, também, mostrado nos gráficos da Figura 5.4. Por exemplo, é clara a diferença entre as distribuições das doses absorvidas na tireoide sem e com o protetor. Por outro lado, as distribuições para o forame magno sem e com o protetor encontram-se sobrepostas, não sendo possível distinguir em qual dos dois casos a média das doses absorvidas foi maior.

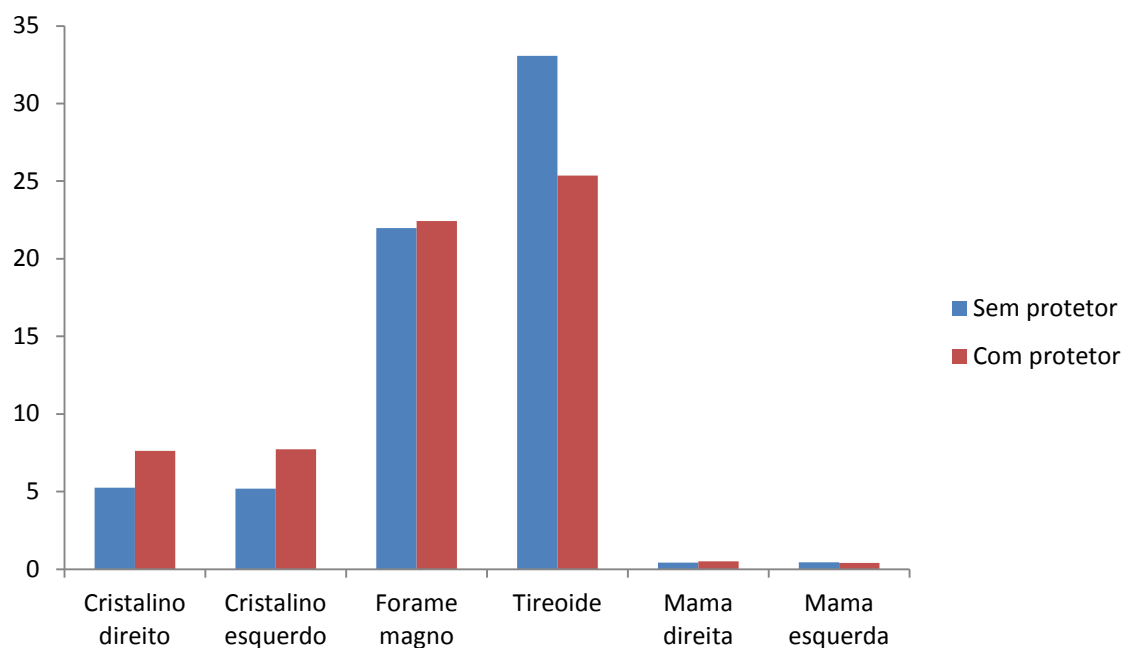


Figura 5.4 - Doses absorvidas nos órgãos do objeto simulados masculino, sem e com protetor de tireoide.

A comparação entre os resultados obtidos para cada órgão é mostrada, também, nos diagramas de caixa da Figura 5.5, Figura 5.6 e Figura 5.7.

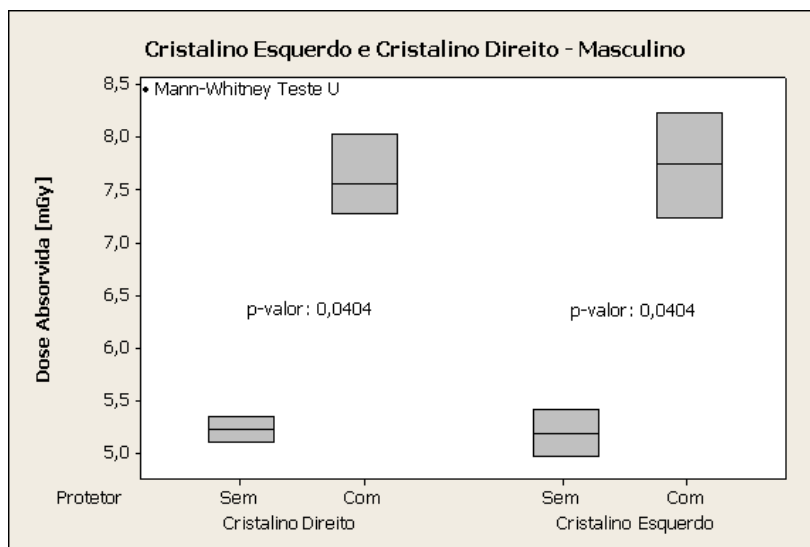


Figura 5.5 - Diagrama de caixa para as doses absorvidas pelos cristalinos do objeto simulador masculino sem e com protetor de tireoide.

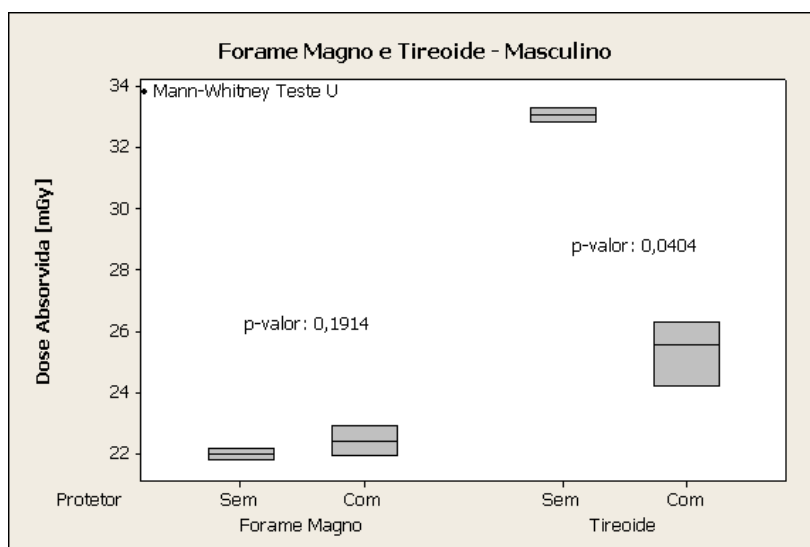


Figura 5.6 - Diagrama de caixa para as doses absorvidas pelo forame magno e tireoide, do objeto simulador masculino sem e com protetor de tireoide.

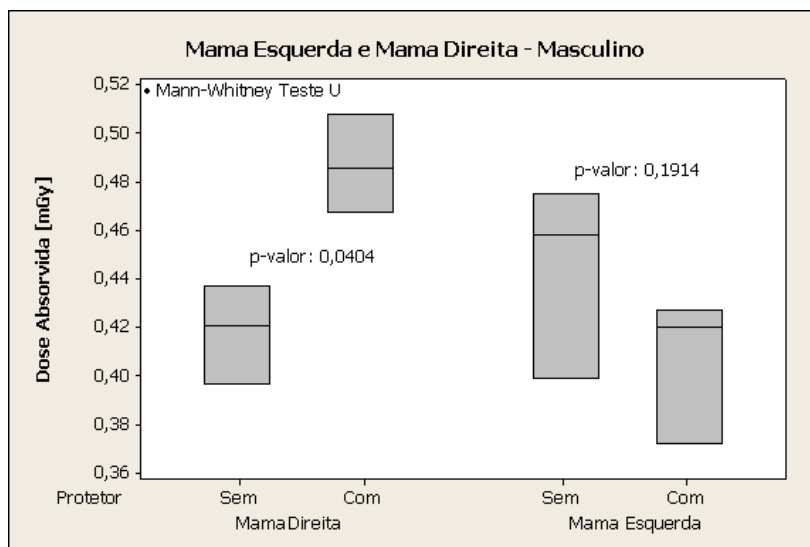


Figura 5.7 - Diagrama de caixa para as doses absorvidas pelas mamas do objeto simulador masculino sem e com protetor de tireoide

O protetor de tireoide de bismuto promoveu redução expressiva na tireoide, aproximadamente 23% e o valor de p de 0,0404. O resultado se deve à redução da absorção do feixe primário.

Por outro lado, a utilização do protetor causou um aumento das doses absorvidas nos cristalinos e na mama direita, com o valor de p de 0,0404 para ambos, chegando a aproximadamente 50% para os primeiros. Os testes com o objeto simulador masculino foram realizados após a instalação no equipamento de MDCT, pelo próprio fabricante, do programa *ontime* de redução de dose. Este programa pode ter levado a correção de parâmetros devido ao aumento da atenuação do feixe pelo protetor de bismuto na área de exame, com consequente aumento da radiação espalhada. Este resultado vai ao encontro da recomendação publicada pela Associação Americana de Físicos Médicos. De acordo com a associação, o equipamento com sistema de controle automático de exposição (AEC) promove a redução de dose para superfície anterior, pelo protetor de bismuto, mas de forma comprometida, com aumento de dose para as outras superfícies, o que é indesejável (AAPM, 2012).

Como detalhado anteriormente, a utilização do protetor não alterou a dose

absorvida na mama esquerda, porém aumentou expressivamente na mama direita, valor de p de 0,0404. Provavelmente, esta diferença de comportamento se deve a assimetria no posicionamento dos dosímetros e/ou a uma discreta assimetria do objeto simulador.

Além dos testes semelhantes aos do objeto simulador feminino, foram realizados os testes com o masculino variando o passo de dose, índice de ruído e mA, conforme a Tabela 4.4. Os resultados de doses absorvidas e seus desvios padrões são apresentados em conjunto com as variações descritas na Tabela 5.3. Observa-se que com o aumento do passo de dose, o ruído da imagem diminui, para valores positivos de passo de dose, a corrente elétrica (mA) aumenta, enquanto para valores negativos, o mA é reduzido e ocorre aumento do ruído. E os resultados encontrados confirmam as informações do fabricante que o aumento do passo de dose diminui o ruído da imagem (GENERAL ELECTRIC, 2007). Para valores positivos de passo de dose, a corrente elétrica (mA) aumenta, enquanto para valores negativos, o mA é reduzido e ocorre aumento do ruído.

O comportamento das médias das doses absorvidas pelos órgãos durante os testes realizados com o objeto simulador masculino utilizando o protetor de tireoide, também pode ser identificado no gráfico de colunas da Figura 5.8 e de acordo com as condições operacionais discriminadas na Tabela 5.4. Observa-se que não existe um padrão previsível do comportamento das doses absorvidas. O protetor de tireoide de bismuto promoveu redução da dose absorvida em alguns órgãos e promoveu aumento em outros.

Tabela 5.3 Dose absorvida e desvio padrão, de todos os testes utilizando objeto simulador masculino, com variação de passo de dose, índice de ruído e corrente.

Órgão	Primeiro Teste	Segundo Teste	Terceiro Teste	Quarto Teste	Quinto Teste
Cristalino direito	5,2±0.12	7,6±0.38	8,3±0.45	3,6±0.09	1,9±0.11
Cristalino esquerdo	5,2±0,23	7,7±0,50	12,9±0,06	3,3±0,31	2,8±0,03
Tireoide	33,1±0,23	25,4±1,07	43,9±0,21	44,1±0,30	20,9±1,01
Forame Magno	22,0±0,19	22,4±0,50	25,9±0,03	11,6±0,19	10,1±0,62
Mama direita	0,4±0,02	0,5±0,21	0,6±0,04	0,4±0,14	0,2±0,05
Mama esquerda	0,5±0,04	0,4±0,03	0,7±0,05	0,4±0,05	0,3±0,07
Protetor de bismuto	Não	Sim	Sim	Sim	Sim
Passo de Dose	2,87	2,87	2,87	-10,13	-40,13
Índice de ruído	5,68	5,68	5,68	9,99	19,93
mA médio	295	295	95,3	88	64
CTDI (mGy)	32,34	32,34	40,65	21,41	15,57
DLP (Gy.cm)	600,01	600,01	754,25	397,21	288,88

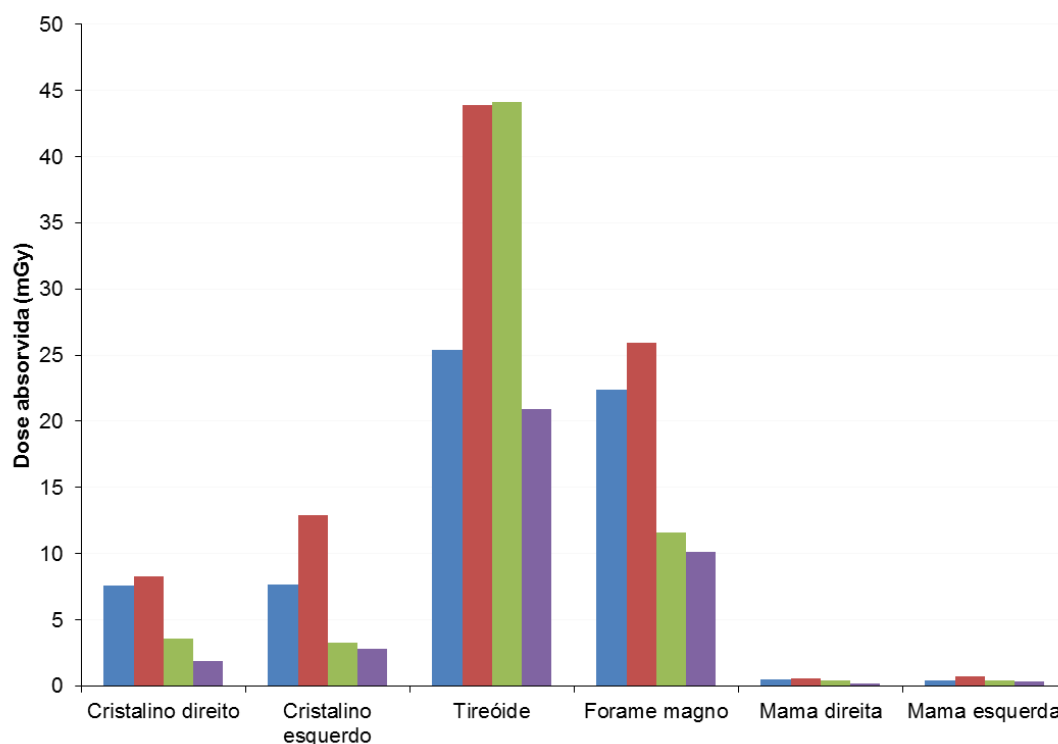


Figura 5.8 - Doses absorvidas nos órgãos do objeto simulador masculino dos testes utilizando protetor de tireoide de bismuto.

Tabela 5.4 - Condições operacionais dos testes realizados com o objeto simulador masculino utilizando protetor de tireoide de bismuto.

Condições Operacionais				
Parâmetros	Teste 2	Teste 3	Teste 4	Teste 5
Passo de Dose	2,87	2,87	-10,13	-40,13
Índice de ruído	5,68	5,68	9,99	19,93
mA médio		95,3	88	64
CTDI (mGy)	32,34	40,65	21,41	15,57
DL(Gy.cm)	600,01	754,25	397,21	288,88

5.3. Imagens axiais obtidas nos testes feminino e masculino

As aquisições volumétricas obtidas dos objetos simuladores foram realizadas com cortes de 1,25 mm de espessura e de intervalo. Foram obtidos 108 cortes do objeto simulador feminino e 137 cortes do objeto simulador masculino. Então selecionadas imagens para demonstrar cortes à altura da tireoide sem protetor e com protetor de tireoide de bismuto. E foram selecionados alguns cortes axiais para ilustrar a presença dos artefatos de endurecimento de feixe e de interface que o protetor de tireoide de bismuto promoveu.

Os cortes axiais mostrados na Figura 5.9 são do abjeto simulador feminino, sem protetor de tireoide (a, imagem 90) e com protetor (b, imagem 80), permitem a identificação do aparecimento dos artefatos de interface e de endurecimento do feixe (b), que prejudicam a qualidade da imagem diagnóstica.

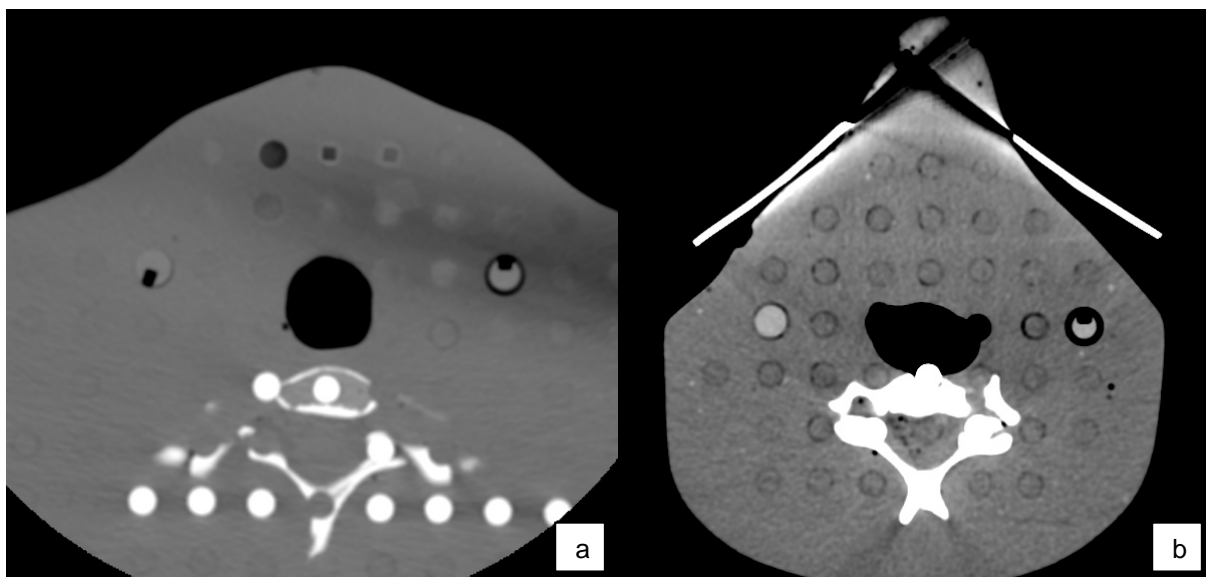


Figura 5.9 - Cortes axiais do objeto simulador feminino.

As imagens da Figura 5.10 são cortes axiais sem e com protetor do objeto simulador masculino. Em a e b correspondem ao primeiro e segundo testes, sem protetor (a), que é a imagem 87 do volume adquirido e com protetor de tireoide (b), imagem 90. A última permite a identificação da redução dos artefatos dos artefatos de interface e de endurecimento do feixe pela reconstrução e janela para osso. As imagens mostradas em c (imagem 87) e d (imagem 90) da Figura 5.10 correspondem ao terceiro e quinto testes, respectivamente, com os seguintes mAs automáticos de até 250 mA (terceiro teste) e de até 300 mA (quinto teste). Na imagem da letra d, o corte axial foi reconstruído com FOV menor, retirando o protetor da imagem, mas mantendo artefatos e a imagem persiste mais comprometida pela janela para partes moles. Além disso, a última imagem é granulada devido ao aumento de ruído, como discriminado na Tabela 5.3. E as duas últimas imagens (c e d) confirmam, desta vez com as imagens obtidas, que para valor de passo de dose reduzido (terceiro teste) a negativo (quinto teste), a corrente elétrica (mA) diminui, no controle automático, ocorre aumento do ruído na imagem, bem como aumento do valor ruído mostrado na Tabela 5.3 (GENERAL ELECTRIC, 2007).

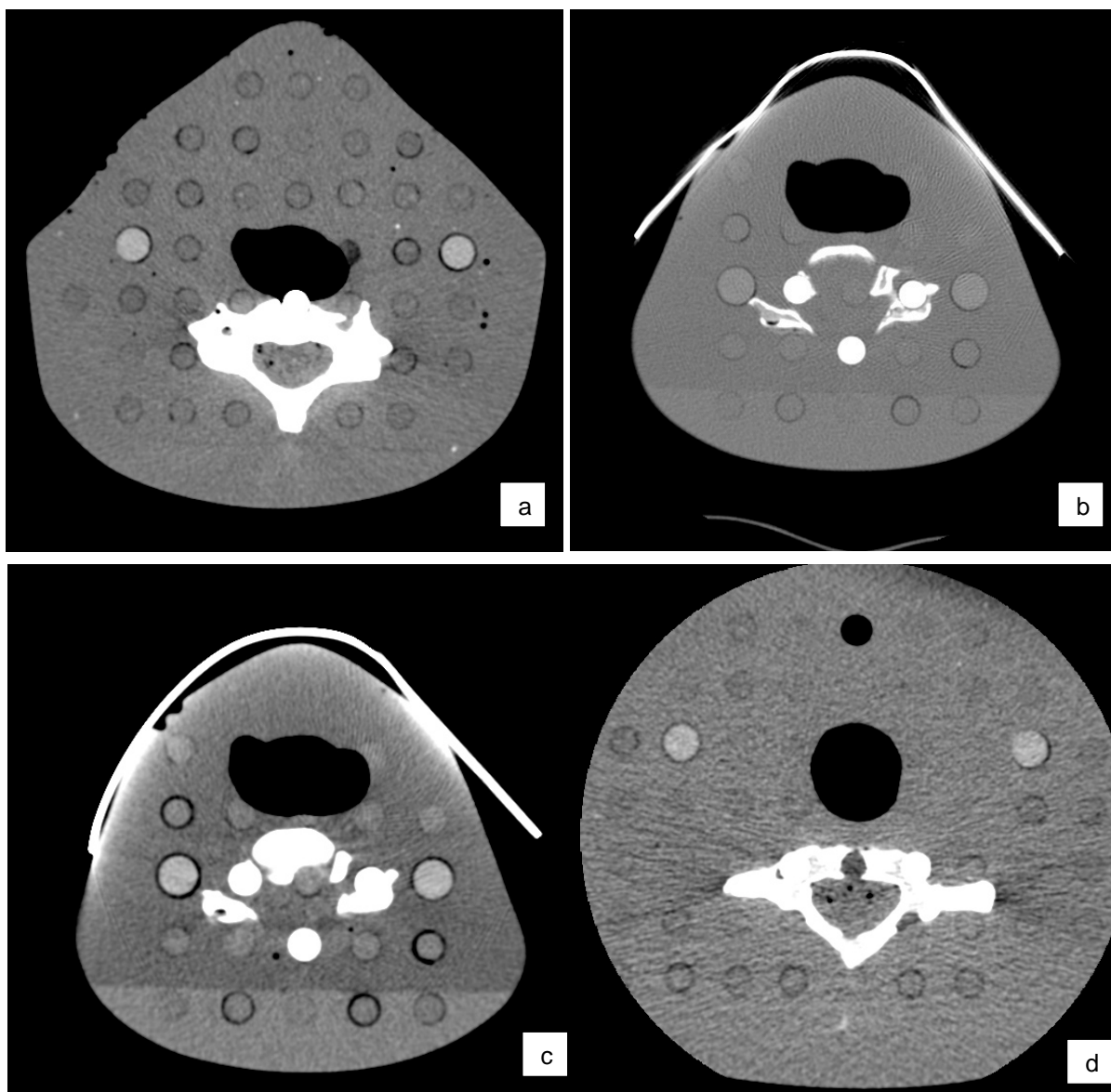


Figura 5.10 - Cortes axiais do objeto simulador masculino.

Além dos inconvenientes relatados e demonstrados, o protetor de tireoide absorve parte da radiação a que o objeto simulador foi exposto e não contribuiu para formação da imagem, pois em MDCT o tubo de raios X gira 360 graus; quando o tubo está anteriormente o protetor reduz a dose absorvida no paciente e em órgãos periféricos. E quando o tubo de raios X está posicionado posteriormente ao paciente, o protetor não reduz a dose no paciente, mas absorve muitos fótons antes que cheguem ao detector do tomógrafo para contribuir para a formação da imagem. E os fótons das direções laterais, de forma análoga, são parcialmente atenuados

pelo protetor nas laterais do paciente. Portanto, o protetor atenua o feixe de raios X durante mais do que um quarto de 360 graus de rotação do tubo. Isto leva a piora da qualidade da imagem, por ruído em toda a imagem, não só na região próxima do protetor (AAPM, 2012).

5.4. Reconstruções sagital, coronal e 3D de imagens.

As imagens obtidas no plano axial foram reconstruídas com espessura de 0,625 mm e espaço para reformatação nos outros planos, sagital (a) e coronal (b), identificadas na Figura 5.11.

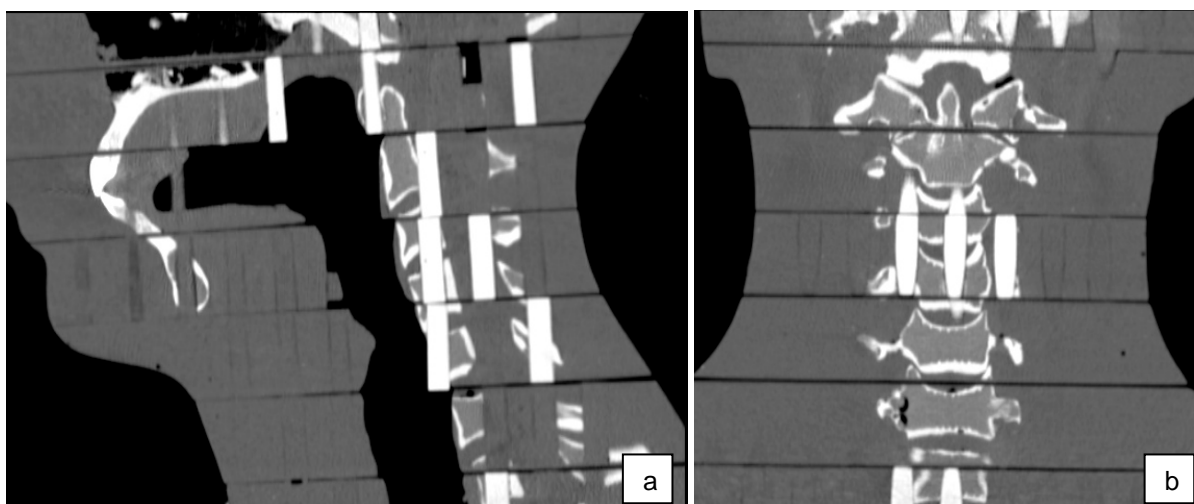


Figura 5.11 – Reformatações da coluna cervical nos outros planos.

As imagens obtidas no plano axial foram reconstruídas com espessura de 0,625 mm e espaço para reconstrução em 3D, sem (a) e com (b) protetor de tireoide da Figura 5.12.

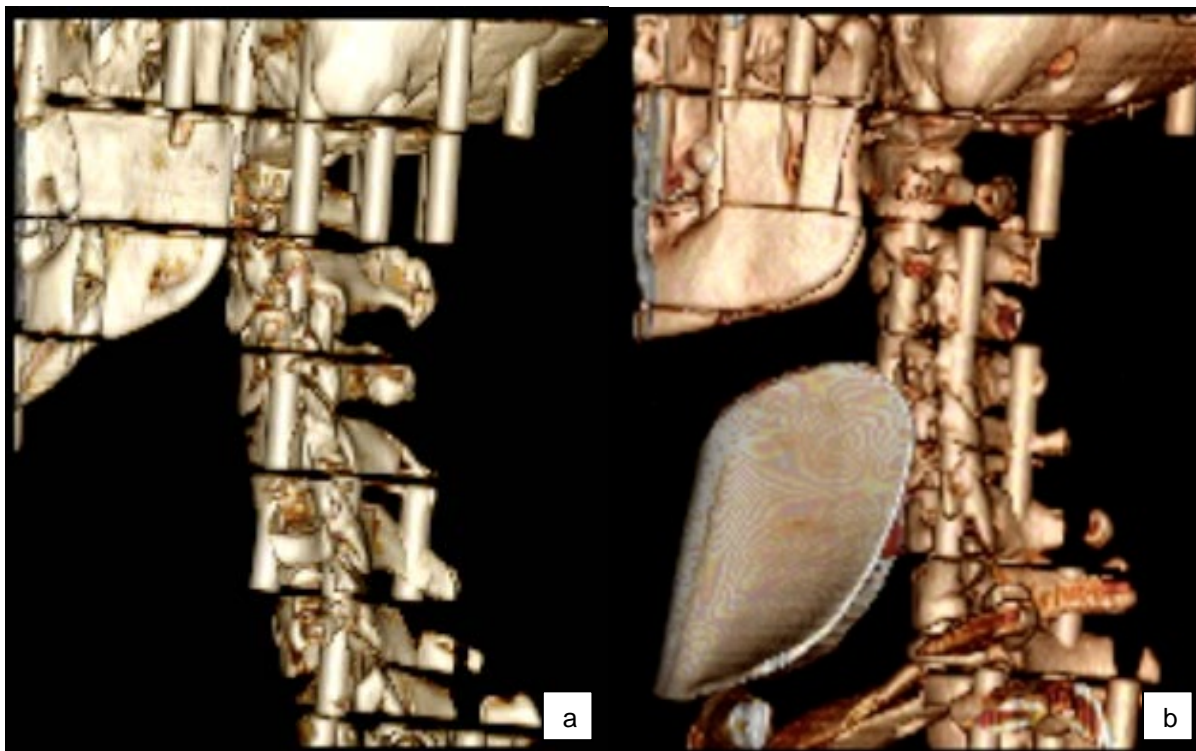


Figura 5.12 - Imagens reconstruídas em 3D, de imagens obtidas no plano axial do objeto simulador masculino.

5.5. Comparação com dados da literatura

Observa-se em relação à literatura variações de testes utilizando o protetor de tireoide de bismuto. O primeiro trabalho utilizando protetor de bismuto em TC foi de tórax e publicado em 1997, cujos pesquisadores concluíram que havia redução de dose sem comprometimento do diagnóstico (HOPPER e Cols., 1997).

Outros autores avançaram nas avaliações, e passaram a recomendar o uso de protetor de bismuto na área de exame em TCMD, como Hohl e Cols. mostraram redução de dose absorvida na tireoide e mama em TCMD de pescoço com protetor de bismuto e que os artefatos não deterioram a imagem (HOHL e Cols.).

Em 2011, Lee e Cols. avaliaram exames de TC de pescoço de pacientes, sem e com protetor de tireoide de bismuto e concluíram que o protetor promove redução de dose, sem prejuízo para a imagem. E Hoang e Cols, também encontraram significativa redução da dose absorvida na tireoide, quando se utiliza protetor de bismuto, sem prejuízo significativo para a imagem obtida (HOANG, 2012). Os autores, Lee, Hohl e Cols., não avaliaram dose absorvida no cristalino. E

os últimos relatam que pode ser inadequado o uso de protetor de tireoide de bismuto na área de exame conjuntamente com programa de redução automática de dose.

Wang e Cols., em 2012, publicaram estudo da qualidade da imagem e de dose em TC de encéfalo utilizando modulação da corrente do tubo baseada no órgão, protetor de olhos de bismuto e redução global da corrente do tubo. Demonstraram que a modulação da corrente do tubo baseada no órgão fornece imagem com qualidade superior àquela utilizando protetor de bismuto e redução de dose nos olhos similar. A simples redução da corrente do tubo em torno de 30% leva a resultado semelhante ao uso do protetor de bismuto para os olhos e, também, reduz a dose em todas as partes da cabeça.

Os resultados descritos da literatura e obtidos no presente estudo estão esquematizados na Tabela 5.5 e Tabela 5.6. Não foram encontradas doses absorvidas em estruturas posteriores em área de exame, como o forame magno, que persistiu com dose absorvida semelhante sem e com o protetor de tireoide.

Tabela 5.5 - Órgãos avaliados e doses absorvidas dos resultados relatados na literatura e obtidos.

Autor - Ano	Área examinada	Órgãos avaliados	Dose sem protetor (mGy)
Gunn e Cols. 2009	Coluna Cervical	Tireoide	21,9 1,5
Hoang e Cols. 2012	Pescoço	Mamas Tireoide Cristalino	27,63 20,4
Lyra, 2015	Coluna Cervical Objeto simulador feminino	Tireoide Cristalino Mamas	60,0 35,2 2,0
Lyra, 2015	Coluna Cervical Objeto simulador masculino	Tireoide Cristalino Mamas	33,1 5,2 0,5

Tabela 5.6 - Análise comparativa de resultados da literatura com os obtidos no presente estudo.

Autor/ Ano	Área examinada	Órgãos avaliados	Paciente Objeto simulador	Redução de dose no órgão (%)	Conclusão
Hohl e Cols. 2006	Pescoço	Tireoide Mamas	Objeto simulador	Tireoide: 47 Mamas: 32	Sem comprometi- mento do diagnóstico
Gunn e Cols. 2009	Coluna Cervical	Tireoide Mamas	Objeto simulador	Tireoide:22,5 Mamas: 36,6	Sem comprometi- mento do diagnóstico
Lee e Cols. 2011	Pescoço	Tireoide	Objeto simulador PMMA	3 a 27	Sem aumento significativo do ruído
Hoang e Cols. 2012	Pescoço	Tireoide Cristalino	Objeto simulador	34,64 10,26	Sem comprometi- mento do diagnóstico
Wang e Cols. 2012	Encéfalo	Cristalino outras partes da cabeça	Objeto simulador	26,4	Redução de 30,4% com modulação baseada no órgão e global
Lyra 2015	Coluna Cervical	Tireoide Cristalino Mamas Forame Magno	Objeto simulador Antropomórfico Feminino	Tireoide 27,2 Cristalino 52,3 Mama 18,8	Redução significativa das doses absorvidas
Lyra. 2015	Coluna Cervical	Tireoide Cristalino Mamas Forame Magno	Objeto simulador Antropomórfico Masculino	Tireoide 23,3 Cristalino- 49,0 Mamas- 16,3%	Redução significativa da dose absorvida na tireoide, mas com aumento em outros órgãos.

Adaptado de TACK, 2012

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O exame de TC da coluna cervical expõe, além da tireoide, outros órgãos sensíveis à radiação ionizante, como o cristalino e as mamas. Esse trabalho se propôs a verificar as doses absorvidas nesses órgãos e forame magno, por se tratar de região anatômica posterior da coluna cervical.

O protocolo de varredura de toda a extensão da coluna cervical, da transição craniocervical à primeira vértebra torácica, foi utilizado conforme orientação do fabricante à época da instalação dos equipamentos, sendo este o procedimento mais usual no início deste trabalho. E foram medidas as doses absorvidas em objetos simuladores feminino e masculino, sem e com a utilização de protetor de tireoide.

O protetor de tireoide de bismuto promoveu redução das doses absorvidas de radiação nos cristalinos, tireoide e mamas nos testes com o objeto simulador feminino. A redução foi predominantemente nos cristalinos, com cerca de 50%, mas também foi significativa para a tireoide (redução foi aproximadamente 27%) e para a mama esquerda (aproximadamente de 19%). Não foi verificada redução significativa da dose absorvida no forame magno. Esses achados concordam com o observado por Hoang e Cols., em 2012, que encontraram significativas reduções de dose na tireoide, quando se utiliza protetor de bismuto. E, também, as doses absorvidas no teste com objeto simulador feminino sem protetor de tireoide foram mais altas do que no masculino.

É importante observar que os experimentos com o objeto simulador feminino foram realizados previamente à instalação do programa *ontime* de redução de dose no tomógrafo. Além disso, o equipamento utilizado dispõe de 64 canais.

Nos testes realizados com o objeto simulador masculino, o protetor de tireoide de bismuto levou a uma redução da dose absorvida na tireoide de cerca de 23%, mas não alterou a dose no forame magno e na mama esquerda. No entanto, nesse experimento observou-se um aumento das doses absorvidas nos cristalinos (cerca de 50%) e na mama direita (cerca de 17%).

Para o objeto simulador masculino, além dos dois testes que utilizaram o mesmo protocolo dos experimentos realizados com o objeto simulador feminino, foram realizados três outros experimentos, com o uso do protetor de tireoide, em que se variou a corrente automática e o passo de dose, mantendo-se constantes todos os demais parâmetros. Estes testes apresentaram comportamento de dose de radiação X imprevisível e às vezes indesejável, resultando no aumento da dose absorvida no objeto simulador e na degradação da qualidade da imagem. Isso ocorre provavelmente porque os sistemas AEC da MDCT ajustam a corrente elétrica do tubo de raios X pela atenuação acentuada da radiação em razão da presença do protetor de tireoide de bismuto, o que leva ao aumento da dose absorvida.

Além disso, os protetores podem degradar a qualidade da imagem e acurácia, como pudemos demonstrar nos cortes axiais. Os protetores causam formação de artefatos de endurecimento do feixe, como faixas, e logo abaixo dos protetores de bismuto ocorre aumento da atenuação e adversamente afetam a precisão diagnóstica.

Como o comportamento de dose no objeto simulador masculino não foi previsível ao variarmos o mA e passo de dose, não é prudente utilizarmos em conjunto o protetor de tireoide e o controle de corrente automática. Conforme recomendação da Associação Americana de Físicos Médicos (AAPM), as alternativas ao uso do protetor de bismuto devem ser consideradas e programadas quando possível, pois podem oferecer redução de dose e adicionalmente aumento da qualidade da imagem (AAPM, 2012).

Além disso, os resultados encontrados confirmam as informações do fabricante, que para valores negativos do passo de dose, o mA é reduzido e ocorre aumento do ruído, que degradam a imagem, o que foi identificado nas imagens obtidas.

Como trabalhos futuros, será importante verificar a reprodutibilidade dos achados de aumento de doses absorvidas nos cristalinos e buscar compreender as razões dos resultados diferentes observados para as duas mamas, num mesmo experimento. Além disso, observa-se no cotidiano da prática clínica que variações

na espessura de cortes determinam mudanças no DLP de forma não previsível, o que seria interessante estudar.

REFERÊNCIAS

AAPM. THE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **AAPM Position Statement on the use of Bismuth Shielding for the Purpose of Dose Reduction in CT scanning.** Statement approved by AAPM Board of Directors. Feb 2012. Policy Date Jul 07 2012, p 1-4.

ACKLAND, H., Cameron P. **Cervical spine - assessment following trauma.** Aust Fam Physician. 2012 Apr; 41 (4): 196-201.

AMARAL, D.T. e Cols. **Avaliação craniométrica da transição craniovertebral.** Rev Imagem. 2005 Jun; 3 (2): 100 a 126.

BIPM. *ACTIVITIES OF DOSIMETRY AND MEDICAL RADIATION PHYSICS SECTIO, IAEA.* Report Activities, 2009-2010. P 21 -28. Disponível em <http://www.bipm.org/metrology/ionizing-radiation/> Acesso em 05/12/14.

BOOTH, T.N. **Cervical Spine Evaluation in Pediatric Trauma.** AJR. 2012 May; 198: 417-425, May 2012.

CALZADO, A. e GELEIJNS, J. **Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones.** Computed Tomography. Evolution, technical principles and applications. Rev Fis Med 2010 Dec; 11(3):163-180.

DONNELLY, L.; EMERY, K. e Cols. **Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector CT.** American Journal of Roentgenology; 2001 Feb: p.303- 306.

DAWSON, P; LEES, W. **Multi-slice technology in computed tomography clinical radiology.** Radiology: 56: 302-309 2001.

GARDNER, E. e Cols. **Anatomia: Estudo Regional do Corpo Humano.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008, p. 499-505, 523 e 692.

GENERAL ELECTRIC. **Guia de Aprendizado e Referencia,** BrightSpeed™ Series, 2007, 6.9.

GHANEM, I. **Pediatric cervical spine instability.** Child Orthop; 2008 March: 2:71–84.

GONZAGA, N. B. **Estudo de grandezas dosimétricas aplicadas em pacientes submetidos a exames de tórax rotina em tomografia computadorizada.** 2012. 118f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais) - Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear, Comissão Nacional de Energia Nuclear. Belo Horizonte. 2012.

GUNN, M.L. e Cols. **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.** J Comput Assist Tomogr; 2009 Dec; 33 (6), 987-990.

HOANG, J. K., Terry T. Yoshizumi, e Cols. **Organ Base Dose Current Modulation and Thyroid Shields: Techniques of radiation Dose Reduction for Neck CT.** AJR, 2012 May, 198: 51132-51138.

HOHL, C. e Cols. **Radiation Dose Reduction to Breast and Thyroid During : Effectiveness of an in plane Bismuth Shield.** Acta Radiol, 2006 July 47 (6): 562-567

HOPPER, K. D. e Cols. **The Breast: in plane x-ray protection during diagnostic CT shielding with bismuth radioprotective garments.** Radiology, 1997 Dec; 205(3):853-858.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Basic Anatomical and Physiological Data in Radiological Protection Reference Values.** Publication 89. Pergamon Press, Oxford, UK. 2002. Ann ICRP 32 (3-4).

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures.** Publication 85. Oxford, UK: Pergamon Press, Jun 2000.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Basis for Dosimetric Quantities used in Radiological Protection.** Pergamon Press, Oxford, UK: Draft of 12 Feb 2006.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Draft Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Oxford:Pergamon Press, UK. 2006. Jun 5 2006, 23 -27p.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Managing Patient Dose in Computed Tomography.** ICRP Publication 87. Annals of the ICRP 30 (4), Oxford:Pergamon Press, UK. 2000.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** ICRP Publication 60. Oxford:Pergamon Press, UK. 1990.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Report on the Task Group on Reference Man.** ICRP Publication 23. Oxford:Pergamon Press, UK. 1975.

IAEA. International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in diagnostic Radiology:** An International Code Practice. Vienna, 2007. 372 p (Technical reports series, 457).

IEC. INTERNACIONAL ELETROTÉCNICA COMISSÃO. **Medical diagnostic x-ray equipment: Radiation conditions for use in the determination of characteristics.** Geneve: IEC, 2005. (IEC- 61267).

KEENAN HT, Hollingshead MC, Chung CJ, Ziglar, MK. **Using CT of the cervical spine for early evaluation of pediatric patients with head trauma.** AJR 2001; 177:1405–1409.

LACHMAN, R.S. **The cervical spine in the skeletal dysplasias and associated disorders.** *Pediatr Radiol.* 1997 *May*; 27(5): 402-8.

LEÃO Jr., R. G. **Avaliação da dosimetria em pacientes submetidos à varreduras de crânio por tomografia computadorizada.** 2012. 95f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) - Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte. 2012.

LEE, Y. H. e Cols. **Comparative Analysis of Radiation Dose and Image Quality Between Thyroid Shielding and Unshielding During CT Examination of the neck.** AJR. 2011 March; 196: 611-615.

LEITZ e Cols. **Computed tomography dose assessment: a practical approach.** Radiat Prot Dosim. 1995 Jan; 57: 377-380.

LEITZ, W. e Cols. **Computed Tomography Dose Assessment - A Practical Approach.** Radiat Prot Dosimetry: 1995; 57 (1-4):377-380

LUSTRIN, E.S., Karakas, S.P., Ortiz, A.O. e Cols. **Pediatric cervical spine: normal anatomy, variants, and trauma.** Radiographics. 2003 May-Jun; 23(3): 539-60.

MINISTERIO DA SAUDE - ANVISA - **Portaria 453/98. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.** Brasília: DOU 01/06/1998.

MINITAB

<http://www.minitab.com/uploadedFiles/Documents/sample-materials/TrainingTTest16EN.pdf>. Acesso em: 16 fev 2015.

MOURÃO, A. P. **Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações.** São Caetano do Sul: Difusão, 2007, 296p.

NETTER, F. H.. **Atlas de Anatomia Humana.** 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

OLIVEIRA, B.B. **Perfil de dose em varreduras de tórax por tomografia computadorizada.** 2011. 113f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais) - Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear, Comissão Nacional de Energia Nuclear. Belo Horizonte. 2011.

PINA, D. R. e Cols. **Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada.** Radiol Bras. 2009 Mai/Jun; 42(3):171–177.

RC. National Reseach Conuncil. **Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation - BEIR VII.** Washington , DC: The National Academies Press, 2005.

SANTANA, C. P. **Doses e risco da radiação em pacientes submetidos a exames de corpo inteiro de F-FDG PET-CT para diagnóstico oncológico.** 2014. Tese (Doutorado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade de Minas Gerais. Belo Horizonte. 2014.

SILVA, C. I. e Cols. **Coluna Vertebral.** Série Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem. Editora Elsevier: 2011, 685 p.

TACK e Cols. **Radiation Dose from Multidetector CT.** 2 nd New York: Springer Science, 2012, 649p.

TAUHATA, L. e Cols. **Radioproteção e Dosimetria: fundamentos.** Instituto de Radioproteção e Dosimetria. 5ª revisão. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, agosto 2003.

TUBIANA, M, Aurengo, A. **Dose-effect relationship and estimation of carcinogenic effects of low doses of ionizing radiation.** The Joint Report of Académie des Sciences (Paris) and of the Académie Nationale de Médecine, 2005; 1-21.

UFSC

http://www.inf.ufsc.br/~verav/Testes_de_Hipoteses/Testes_nao_parametricos_Mann-Whitney.pdf. Acesso em: 30 jan 2015.

UTZ, M. e Cols. **AND MRI evaluation of cervical spine trauma.** Insight Imaging: 2014; 5: 67-75.

WANG, J. e Cols. **Bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and global reduction of tube current for dose reduction to the eye at head CT.** Radiology: 2012 Jan;262(1):191-198.