



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



Wadia Namen Aburjaile

REDUÇÃO DE DOSE EM VARREDURAS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE TÓRAX - OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS
UTILIZANDO OBJETOS SIMULADORES ADULTOS E PEDIÁTRICOS

Belo Horizonte

2021

Wadia Namen Aburjaile

**REDUÇÃO DE DOSE EM VARREDURAS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE TÓRAX - OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS
UTILIZANDO OBJETOS SIMULADORES ADULTOS E PEDIÁTRICOS**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciência das Radiações

Orientador: Arnaldo Prata Mourão

Belo Horizonte

2021

A167r

Aburjaile, Wadia Namen.

Redução de dose em varreduras de tomografia computadorizada de tórax - otimização de protocolos utilizando objetos simuladores adultos e pediátricos [recurso eletrônico] / Wadia Namen Aburjaile. – 2021.

1 recurso online (93 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

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

Bibliografia: f. 91- 93.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

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

CDU: 621.039(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES



FOLHA DE APROVAÇÃO


**Redução de dose em varreduras de tomografia computadorizada de tórax:
otimização de protocolos utilizando objetos simuladores adultos e pediátricos**

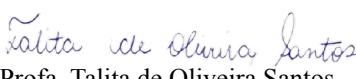
WADIA NAMEN ABURJAILE


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

Aprovada em 22 de abril de 2021, pela banca constituída pelos membros:


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


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


Profa. Talita de Oliveira Santos
Departamento de de Anatomia e Imagem-UFMG


Prof. Wanderley dos Santos Roberto
CEFET/MG


Profa. Vanessa Guerra Caires
CEFET/MG

Belo Horizonte, 22 de abril de 2021.

Dedico este trabalho a minha amada filha Sophia, pois ela é a minha fonte de inspiração e força capaz de vencer todos os desafios e abrir novos horizontes.

Agradecimentos

Agradeço especialmente a minha amada mãe que, mesmo não estando entre nós, foi sempre uma grande incentivadora do conhecimento e da arte do saber, por meio de sua sabedoria e simplicidade. Ao meu marido Arnaldo e à minha filha Sophia, que sempre estiveram ao meu lado, pelo companheirismo e apoio. Ao meu irmão Julio, eterno amigo e confidente, pela sua constante presença, e a toda a minha família.

Ao Professor Arnaldo, pela vocação, competência e por compartilhar incansavelmente seus conhecimentos. Sou grata, em especial, ao corpo docente e funcionários do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais que, por meio de seus conhecimentos e ensinamentos, acolheram-me e possibilitaram a realização dessa importante etapa de minha vida.

A todos os colegas que ingressaram comigo no doutorado e a todos que participaram das disciplinas, nesse período, pela amizade e carinho durante mais essa fase.

Agradeço ao serviço de radiologia pela colaboração na coleta das varreduras e a Medicina Molecular da Universidade Federal de Minas Gerais, em especial, à professora Priscila Santana, pela atenção, carinho e colaboração durante as varreduras e pelo fornecimento das imagens tomográficas.

Sou grata à equipe do Centro de Imagem do Hospital Metropolitano Doutor Celio de Castro pelo fornecimento de imagens para realização do protocolos e por todos que estiveram direta ou indiretamente envolvidos neste trabalho.

Resumo

As imagens de Tomografia Computadorizada (TC) são muito detalhadas e são utilizadas para o diagnóstico médico, sendo consideradas relevantes nas aplicações das radiações ionizantes. Devido ao aumento contínuo da demanda desses exames, a TC tornou-se o procedimento diagnóstico que mais contribui com o aumento na dose absorvida pela população. A otimização do processo de aquisição de imagens visando a redução da dose em paciente e a manutenção da qualidade diagnóstica da imagem tornou-se um objeto de pesquisa nos últimos anos, principalmente em aplicações pediátricas. Para este trabalho foram confeccionados cinco objetos simuladores do tórax humano representativos de diferentes volumes de pacientes, sendo um em formato cilíndrico e os demais oblongos, dois adultos e três pediátricos. Os objetos foram fabricados em polimetilmetacrilato e possuem aberturas que permitem a medição de valores de dose absorvida utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis. As varreduras de TC dos objetos simuladores foram realizadas em dois equipamentos utilizando diferentes protocolos de aquisição, sempre partindo do protocolo de tórax rotina do serviço diagnóstico. Os protocolos testados utilizaram diferentes valores de tensão (80, 100, 120, 135 e 140 kV) e a partir dos resultados dos testes foi definido o melhor protocolo de aquisição para cada um dos objetos simuladores, em cada aparelho de TC. Os valores de dose absorvida registrados com o uso dos protocolos otimizados geraram doses consideravelmente inferiores que aquelas recebidas com o protocolo de rotina. Para manter a qualidade diagnóstica da imagem, buscou-se analisar o ruído gerado na imagem da fatia central e manter o seu valor abaixo de 1%. Este índice de ruído é considerado muito bom para materiais homogêneos como os objetos simuladores. Os novos protocolos foram implementados e utilizados em varreduras de pacientes e permitiram gerar imagens com muito boa qualidade diagnóstica.

Palavras-chave: objetos simuladores, tomografia computadorizada, imagem médica, dosimetria.

Abstract

Computed tomography (CT) images are very detailed and used for medical diagnosis, being considered relevant in ionizing radiation applications. Due to the continuous increase in the demand for these tests, CT has become the diagnostic procedure that most contributes to the increase in the dose absorbed by the population. The optimization of the image acquisition process aimed at reducing the dose in patients and maintaining the diagnostic quality of the image has become an object of research in recent years, mainly in pediatric applications. For this work, five human chest phantoms representing different volumes of patients were made, one in cylindrical shape and the other four oblong, two for adult and three for pediatric patients. The objects are made of polymethylmethacrylate and have openings that allow the measurement of absorbed dose values using a pencil-type ionization chamber. The CT scans of the phantoms were performed on two devices using different acquisition protocols, always starting from the routine chest protocol used by the diagnostic service. The tested protocols used different voltage values (80, 100, 120, 135 and 140 kV) and from the test results, the best acquisition protocol was defined for each phantom in each CT device. The absorbed dose values recorded using the optimized protocols generated considerably lower doses in patient than those received with the routine protocol. In order to maintain the diagnostic quality of the image, an analysis of the noise generated in the image of the central slice was made. The noise value was kept below 1%. This noise index value is considered very good for homogeneous materials, such as phantoms. The new optimized protocols were implemented and used in patient scans and allowed to generate images with very good diagnostic quality.

Keywords: Human phantom, computed tomography, medical image, dosimetry.

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Anatomia da região torácica. Vista frontal (a) e radiografia AP (b)	24
Figura 2.2 - Anatomia da região torácica. Vista lateral (a) e radiografia Lateral (b)	24
Figura 2.3 - Imagens radiográficas da região torácica. Radiografia (a) e imagens de TC (b e c) ..	25
Figura 2.4 - Posicionamento de paciente em aparelho de TC	26
Figura 2.5 - Imagem da trajetória de feixe de raios X em aquisições helicoidais	27
Figura 2.6 - Representação de uma fatia de voxels por uma imagem digital	28
Figura 2.7 - Posicionamento do paciente para varredura de tórax	33
Figura 2.8 - Imagens dos pulmões, radiografia frontal (a) e cortes axiais (b)	33
Figura 2.9 - Câmara de ionização tipo lápis	35
Figura 2.10 - Valor de CTDI a partir do perfil de dose de corte único de 10 mm	37
Figura 2.11 - Perfil de dose para 15 cortes sequenciais de 10 mm de espessura e pitch 1	38
Figura 3.1 - Aparelho de TC A com o objeto simulador de tórax oblongo posicionado no interior do gantry	43
Figura 3.2 - Objeto simulador de tórax adulto padrão (AP)	44
Figura 3.3 - Objeto simulador de tórax pediátrico	45
Figura 3.4 - Objeto simulador de tórax adulto (AP) posicionado no isocentro do gantry.	46
Figura 3.5 - Câmara de ionização RADCAL ACCU-GOLD modelo 10X6-3CT.	47
Figura 3.6 - Uso de lasers para o alinhamento do objeto simulador de tórax (AP)	48
Figura 3.7 - Imagens de <i>scout</i> do objeto simulador de tórax P8, alinhado a e desalinhado b	49
Figura 3.8 - Imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador P8 com o posicionamento da câmara tipo lápis.	49
Figura 3.9 - <i>Scout</i> frontal do objeto simulador P8 com indicação dos limites de varredura	50
Figura 3.10 - Imagem de corte axial do objeto simulador P8 com a demarcação da ROI	53
Figura 4.1 - Imagens de corte axial da fatia central dos objetos simuladores de tórax.	54

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Valores dos materiais na escala Hounsfield	30
Tabela 2.2 - Valores de k para obtenção da dose efetiva a partir da DLP	40
Tabela 3.1 - Características dos aparelhos de TC	42
Tabela 3.2 - Medidas dos objetos simuladores de tórax	45
Tabela 3.3 - Valores de tensão para a irradiação da fatia central	50
Tabela 3.4 - Fator de conversão de AR-PMMA para tensões variadas	52
Tabela 4.1 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax adulto irradiados em 140 kV e 100 mA.s no tomógrafo A	56
Tabela 4.2 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico irradiados em 120 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.	58
Tabela 4.3 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados em 100 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.	60
Tabela 4.4 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados em 80 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.	61
Tabela 4.5 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax adulto irradiados em 135 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.	63
Tabela 4.6 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico irradiados em 120 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.	64
Tabela 4.7 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados em 100 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.	66
Tabela 4.8 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados em 80 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.	68
Tabela 4.9 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax adulto em 140 kV no tomógrafo A.	70
Tabela 4.10 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax em 120 kV no tomógrafo A.	71
Tabela 4.11 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax pediátrico em 100 kV no tomógrafo A.	73
Tabela 4.12 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax pediátrico em 80 kV no tomógrafo A.	74
Tabela 4.13 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax adulto em 135 kV no tomógrafo B.	76
Tabela 4.14 - Valores de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax em 120 kV no tomógrafo B.	77
Tabela 4.15 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax pediátrico em 100 kV no tomógrafo B.	78

Lista de Tabelas

Tabela 4.16 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax pediátrico em 80 kV no tomógrafo B.	80
Tabela 4.17 - Protocolos otimizados para os objetos simuladores de tórax, no tomógrafo A	81
Tabela 4.18 - Valores de ruído das imagens dos objetos simuladores de tórax em varreduras utilizando os protocolos otimizados, no tomógrafo A.	82
Tabela 4.19 - Protocolos otimizados para os objetos simuladores de tórax, no tomógrafo B	83
Tabela 4.20 - Valores de ruído das imagens dos objetos simuladores de tórax em varreduras utilizando os protocolos otimizados, no tomógrafo B.	84

Lista de Gráficos

Gráfico 1.1 - Distribuição da dose efetiva na população dos EUA em 2006.	17
Gráfico 4.1 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 140 kV e 100 mA.s no tomógrafo A	57
Gráfico 4.2 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV e 100 mA.s no tomógrafo A	59
Gráfico 4.3 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.	60
Gráfico 4.4 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados irradiados em 80 kV e 100 mA.s no tomógrafo A	62
Gráfico 4.5 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 135 kV e 100 mA.s no tomógrafo B	64
Gráfico 4.6 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV e 100 mA.s no tomógrafo B	65
Gráfico 4.7 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e 100 mA.s no tomógrafo B	67
Gráfico 4.8 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 80 kV e 100 mA.s no tomógrafo B	68
Gráfico 4.9 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 140 kV no tomógrafo A	71
Gráfico 4.10 Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV e carga variável no tomógrafo A	72
Gráfico 4.11 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e carga variável no tomógrafo A	74
Gráfico 4.12 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 80 kV e carga variável no tomógrafo A	75
Gráfico 4.13 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 135 kV e carga variável no tomógrafo B	76
Gráfico 4.14 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV e carga variável no tomógrafo B	78
Gráfico 4.15 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e carga variável no tomógrafo B	79
Gráfico 4.16 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 80 kV e carga variável no tomógrafo B	80
Gráfico 4.17 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo A	82
Gráfico 4.18 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo B	84

Lista de Siglas e Abreviaturas

AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica (<i>International Atomic Energy Agency</i>)
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
AO	Objeto simulador de tórax adulto oblongo
AP	Objeto simulador de tórax adulto padrão
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BG	Radiação de Fundo (<i>Background</i>)
CDTN	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
CENEB	Centro de Pesquisa em Engenharia Biomédica
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CTDI_w	Índice de Dose em Tomografia Computadorizada ponderado
CTDI_{vol}	Índice de Dose da Tomografia Computadorizada volumétrico
CEFET-MG	Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais
DEN	Departamento de Engenharia Nuclear
DLP	Produto Dose Comprimento (<i>Dose Product Length</i>)
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
HU	Unidade Hounsfield
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
NRD	Nível de Referência de Radiodiagnóstico
NRPB	National Radiological Protection Board
MSAD	Dose Média em Cortes Múltiplos (<i>Multi Slice Average Dose</i>)
P8	Objeto simulador de tórax de 8 anos
P4	Objeto simulador de tórax de 4 anos
P2	Objeto simulador de tórax de 2 anos
SDCT	<i>Single Detector Computed Tomography</i>
TC	Tomografia Computadorizada
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
Voxel	<i>Volume Element</i>

Sumário

1. INTRODUÇÃO	14
1.1. Relevância do tema investigado	15
1.2. Objetivos do trabalho	19
1.3. Organização do trabalho	20
2. REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1. Proteção radiológica	22
2.2. Anatomia do tórax	23
2.3. Tecnologia dos aparelhos de TC	25
2.4. Princípios de geração da imagem	28
2.4.1 <i>A escala Hounsfield</i>	29
2.5. Parâmetros utilizados em protocolos	30
2.6. Os exames de TC pediátricos	31
2.7. Câmaras de ionização	34
2.8. Grandezas dosimétricas em TC	36
3. Materiais e Métodos	42
3.1. Aparelho de tomografia computadorizada	42
3.2. Objetos simuladores	43
3.3. Sistema de medição de dose	46
3.4. Protocolos de aquisição	48
3.4.1 <i>Irradiação da fatia central</i>	48
3.4.2 <i>Varredura dos objetos simuladores</i>	50
3.5. Obtenção de valores de índice de dose	51
3.6. Cálculo do ruído na imagem	52
4. Resultados	54
4.1. Protótipos dos objetos simuladores de tórax	54
4.2. Medidas de irradiação da fatia central	55
4.2.1 <i>Medidas de $C_{k,PMMA,100}$ no tomógrafo A</i>	55
4.2.2 <i>Medidas de $C_{k,PMMA,100}$ no tomógrafo B</i>	62
4.3. Medidas de $CTDI_{vol}$ para as varreduras	69
4.3.1 <i>Valores de $CTDI_{vol}$ no tomógrafo A</i>	70
4.3.2 <i>Valores de $CTDI_{vol}$ no tomógrafo B</i>	75
4.4. Protocolos otimizados	81
4.4.1 <i>Protocolos otimizados no tomógrafo A</i>	81
4.4.2 <i>Protocolos otimizados no tomógrafo B</i>	83
4.5. Considerações Finais	85
5. Conclusão	88
5.1. Propostas de trabalhos futuros	90
Referências	92

1. Introdução

O uso das imagens para diagnóstico médico e acompanhamento de patologias vem crescendo nas últimas décadas, principalmente as aplicações das imagens tomográficas. Calcula-se que o número exames de imagem realizados nos Estados Unidos dobrou entre os anos de 1997 e 2006, acompanhando a tendência mundial de crescimento. Houve um aumento significativo na demanda por exames de Ressonância Magnética (RM), Tomografia Computadorizada (TC) e Medicina nuclear (MN), especialmente da Tomografia por emissão de pósitrons (PET) (SMITH-BINDMAN *et al.*, 2008; SMITH-BINDMAN *et al.*, 2012).

Entre os fatores que influenciaram este crescimento estão: o desenvolvimento e aprimoramento das tecnologias utilizadas, a diminuição do tempo de aquisição das imagens e diagnósticos cada vez mais precoces e precisos (DANCE, *et al.*, 2014; MOURÃO, 2015).

Em oncologia, as imagens médicas são usadas para diferenciação de processos malignos e benignos, definição de estadiamento, detecção de recidivas, avaliação precoce e tardia da resposta à terapia, na determinação do prognóstico e mudança de conduta clínica de pacientes com diversos tipos de tumores malignos. Na neurologia, seu uso tem destaque no diagnóstico diferencial de demências e na cardiologia tem sido empregada, principalmente, para avaliação de viabilidade miocárdica (CAMARGO, 2005; DOUGHERTY, 2011).

Atualmente, com a pandemia do coronavírus (COVID19) as angiotomografias e tomografias de tórax estão sendo amplamente utilizadas e difundidas no auxílio ao diagnóstico bem como no controle evolutivo da doença, para tanto torna-se necessário a otimização dos protocolos específicos de tórax. O aumento da utilização dos métodos de diagnóstico por imagem que fazem uso de radiação ionizante, especialmente da TC, é responsável pelo acentuado aumento da dose de radiação média individual anual. Existe uma preocupação crescente da comunidade médica, das empresas fabricantes de equipamentos e mesmo de pacientes em relação ao controle da dose em paciente gerada pelos diversos

exames que utilizam radiação ionizante (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 2007; LI *et al.*, 2020).

A limitação de dose em paciente em varreduras de TC utiliza o valor do índice MSAD, que representa a dose média no corte central, relativa a uma série de cortes tomográficos. Esse índice tem o seu valor de limite máximo em 50 mGy para as varreduras de cabeça, 35 mGy para as varreduras de coluna lombar e 25 mGy para as varreduras de abdome, considerando um paciente adulto típico (BRASIL, 2005).

O risco associado a um exame radiológico pode ser considerado bastante baixo em comparação com o risco devido à radiação natural. Entretanto, qualquer risco adicional, não importa quão pequeno, é inaceitável se não beneficia o paciente. O conhecimento da distribuição de dose depositada na criança é importante quando se pensa em variar os parâmetros de aquisição visando redução de dose. Os riscos dos efeitos estocásticos são maiores nas crianças devido à radiosensibilidade tecidual aliada à longa expectativa de vida (PRANDO e MOREIRA, 2015).

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 entre zero e quatro anos é duas vezes maior (TUBIANA; 1990). A dose depositada em um paciente pediátrico está diretamente relacionada à energia que foi retida durante o processo de exposição à radiação ionizante. O conhecimento da distribuição de dose depositada na criança é importante quando se pensa em variar os parâmetros de aquisição visando a sua redução (SMITH-BINDMAN *et al.*, 2012).

1.1 Relevância do tema investigado

A determinação de protocolos de aquisição definidos por grupos de pacientes com características de absorção do feixe de raios X semelhantes, permite diminuir a dose absorvida pelo paciente. Assim, foram desenvolvidos pela equipe de pesquisa do Centro de Pesquisa em Engenharia Biomédica (CENEB) uma série de objetos simuladores de tórax, dentre estes, objetos simuladores de tórax pediátrico de pacientes de 0 a 12 anos.

Para a realização deste trabalho foram utilizados cinco protótipos dos objetos simuladores de tórax, sendo dois representativos de um tórax de paciente adulto, um cilíndrico e outro oblongo, e três objetos simuladores oblongos, representativos de pacientes pediátricos de 2, 4 e 8 anos. As idades dos objetos simuladores pediátricos foram escolhidas em função das variações mais significativas de volume, aliados às indicações clínicas aplicadas às estas faixas etárias.

Os cinco objetos simuladores construídos foram denominados de: Adulto Padrão (AP), Adulto Oblongo (AO), Pediátrico oblongo de 8 anos (P8), Pediátrico oblongo de 4 anos (P4) e Pediátrico oblongo de 2 anos (P2).

Os protocolos vigentes como rotina do serviço radiológico são baseados no paciente adulto, e pré-estabelecidos pelos fabricantes sem levar em consideração as diferenças de volume e massa da estrutura anatômica estudada em pacientes pediátricos, sendo necessários a otimização desses protocolos (DANCE, *et al.*, 2014; MOURÃO, 2015).

As imagens geradas por varreduras de TC de tórax têm uma vasta indicação nas diversas especialidades médicas clínicas e cirúrgicas para pacientes adultos e pediátricos, tanto nas solicitadas durante o atendimento ambulatorial eletivo, quanto na urgência e emergência. As solicitações dos exames de tomografia computadorizada do tórax pediátrico seguem as mesmas indicações clínicas do adulto, cuja a finalidade é avaliar lesões pulmonares, massas ou tumores, fraturas, trauma torácico, determinação de volume das estruturas mediastinais, dimensão e disseminação através das estruturas viscerais e de peritônio pleural e mediastinal. Diversas alterações podem ser detectadas, tais como: linfadenopatias, bronquiectasias, tumores, cistos e nódulos pulmonares, estadiamento de neoplasias, alterações vasculares nos vasos da base, derrame pleural, processos inflamatórios e infecciosos, bem como suas complicações, tamponamento cardíaco, edema e tromboembolismo pulmonar (PRANDO e MOREIRA, 2015).

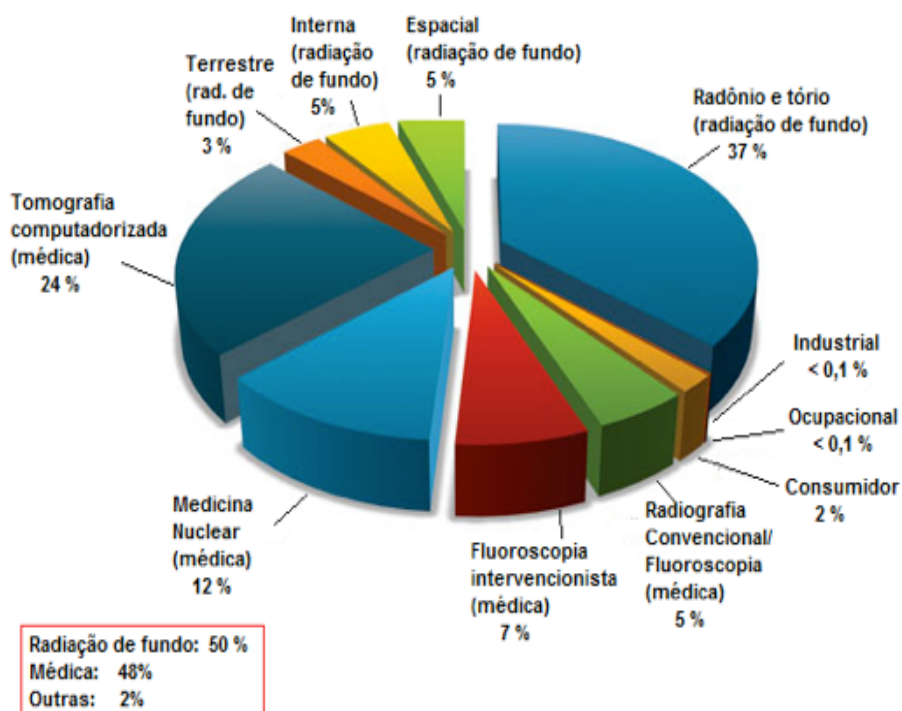
Durante as varreduras de TC de tórax adulto e pediátrico o paciente é posicionado em decúbito dorsal com os braços elevados colocados ao lado da cabeça, a partir daí surgiu o interesse em desenvolver um objeto simulador oblongo, a fim de incluir as regiões axilares, locais por onde passam as cadeias

linfáticas axilares que são radiosensíveis, tornando assim, os testes de definição de novos protocolos de aquisição, mais próximos da realidade do exame (PRANDO e MOREIRA, 2015).

Os aparelhos de tomografia computadorizada hoje instalados nos serviços de radiodiagnóstico apresentam grandes variações tecnológicas, seja na velocidade de aquisição dos dados ou nos protocolos utilizados para a aquisição das imagens que são dependentes da tecnologia disponível. Assim sendo, imagens geradas com um mesmo objetivo diagnóstico em aparelhos diferentes podem gerar doses absorvidas pelo paciente, muito diferentes, seja pela diferença tecnológica ou do protocolo utilizado (MOURÃO, 2015).

A radiação ionizante originada dos raios X utilizados para o 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 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, 2015). A Fig. 1.1 apresenta um gráfico da distribuição da dose efetiva populacional para os EUA no ano de 2006.

Gráfico 1.1 - Distribuição da dose efetiva na população dos EUA em 2006.



Fonte: (BOLUS, 2013) adapt.

A contribuição das exposições médicas na composição da dose efetiva populacional dos EUA em 2006, correspondia a 48%, sendo 24% devido aos exames por TC. Os outros 52% são advindos de outras fontes como o Radônio 37%, de origem espacial 5%, terrestre 3% e interna 5% (BOLUS, 2013). Considerando-se estes dados pode-se estimar que atualmente esta população recebe praticamente o dobro da dose recebida pela população antes da descoberta dos raios X.

Em 2001, radiologistas pediátricos demonstraram que crianças recebiam doses maiores que pacientes adultos em exames de TC. Em 2007, organizações ligadas aos cuidados da saúde lançaram a campanha chamada Image Gently Alliance® dedicada a promover a realização de exames de imagens radiológicas pediátricas com segurança e alta qualidade em todo o mundo com o objetivo principal de sensibilizar a comunidade para a necessidade de ajustar a dose de radiação através de otimização de protocolos pediátricos para a realização de exames nas crianças. O objetivo da Alliance® é modificar a conduta da prática médica, de forma multidisciplinar, levando em consideração a qualidade da imagem (IMAGE GENTLY, 2014).

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. Entretanto, todos os procedimentos que envolvem radiações ionizantes podem levar a efeitos estocásticos, tais como indução de tumores (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2007).

A ICRP 87 (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, que seriam ações a serem incorporadas na tecnologia dos tomógrafos. Várias ações foram introduzidas pelos fabricantes, por exemplo: protocolos específicos para pacientes pediátricos, modulação da corrente no tubo baseado no órgão e reconstrução interativa (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICE, 2010). No entanto, quando se considera o parque tecnológico instalado no Brasil, ainda existem equipamentos que não possuem essas ferramentas incorporadas, e quando estas ferramentas estão presentes nos

software dos equipamentos, em muitos casos encontra-se desabilitada para o uso rotineiro durante os exames.

1.2 Objetivos do trabalho

Objetivo Geral

Otimizar protocolos de aquisição de varreduras de TC de tórax, utilizando objetos simuladores para ajuste dos parâmetros de aquisição visando à redução da dose em paciente e a manutenção da qualidade diagnóstica das imagens.

Objetivos Específicos

- Desenvolver e construir cinco protótipos dos objetos simuladores de tórax , sendo dois representativos de paciente adulto, um cilíndrico e um oblongo e e três objetos simuladores oblongos, representativos de pacientes pediátricos de 8 , 4 e 2 anos;
- Realizar varreduras de TC de tórax de cinco objetos simuladores de tórax, sendo um cilíndrico *standard* e quatro oblongos, partindo dos protocolos de aquisição na rotina dos serviços de radiodiagnósticos;
- Fazer a medição de parâmetros de dose em dois serviços de radiodiagnóstico para varreduras dos objetos simuladores;
- Comparar os resultados obtidos entre as varreduras realizadas e entre os objetos simuladores;
- Comparar os resultados obtidos entre as varreduras realizadas entre os dois tomógrafos;
- Avaliar a variação de protocolos de varredura por TC de tórax pediátrico de acordo com a tecnologia disponível nos tomógrafos utilizados;
- Propor um protocolo otimizado, visando à redução da dose nos pacientes, com vistas à manutenção da qualidade diagnóstica da imagem;
- Avaliar a qualidade radiológica e diagnóstica das imagens realizadas com o protocolo otimizado.

1.3 Organização do trabalho

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

No capítulo 2 é feita uma revisão sobre a proteção radiológica, a anatomia do tórax, um estudo da tecnologia envolvida na construção dos aparelhos de TC no qual são apresentados os principais componentes e as formas de aquisição de dados visando a um entendimento mínimo do funcionamento do aparelho. Além disso, aborda o processo de geração das imagens, a influência dos parâmetros de aquisição na qualidade final da imagem e a dose depositada no paciente, o uso de câmaras de ionização para a medição de dose e os índices de medição de dose absorvida em TC.

O capítulo 3 descreve os materiais utilizados e a metodologia utilizada para a realização da parte experimental deste trabalho. Caracteriza os dois aparelhos de TC utilizados nos experimentos, a câmara de ionização utilizada para as medições de dose e aborda como foram desenvolvidos os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, de formato oblongo. A variação do tamanho e do formato dos objetos simuladores tem como finalidade gerar objetos mais próximos da realidade do exame, incluindo as regiões axilares por onde passam cadeias linfáticas, uma vez que o objeto simulador adulto, considerado o padrão para testes em TC, tem um formato cilíndrico. São apresentados os protocolos de irradiação dos objetos simuladores e a obtenção dos índices de dose e o método de obtenção do ruído visando controlar a qualidade das imagens geradas.

No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos, e são feitas discussões acerca das varreduras realizadas a partir da comparação entre os resultados encontrados para os objetos simuladores adultos e pediátricos, e também os resultados encontrados nos dois tomógrafos, finalizando com a proposição de otimização do processo de aquisição de imagens pediátricas do tórax.

No capítulo 5 é feita uma conclusão de como o formato do objeto simulador, a variação da alta tensão de alimentação do tubo de raios-X e demais parâmetros de

aquisição interferem no valor da dose em paciente e onde são feitas propostas de continuidade do trabalho realizado.

2. Revisão de Literatura

Neste capítulo, é feita uma abordagem sobre proteção radiológica, anatomia da região do tórax, princípio de funcionamento dos aparelhos de TC, processo de reconstrução das imagens e os parâmetros que podem ser variados nos protocolos de aquisição de dados.

Para o entendimento do equipamento utilizado nos ensaios de dosimetria das varreduras por TC foi feita uma revisão sobre a câmara de ionização tipo lápis e o seu princípio de funcionamento, além das grandezas dosimétricas utilizadas em tomografia computadorizada.

2.1 A proteção radiológica

A radiação ionizante tem sido utilizada há mais de um século para fins diagnósticos. Assim, muitos questionamentos devem ser levantados, procurando esclarecer se o aumento dessa exposição provocará uma elevação da incidência do câncer em um futuro próximo. O corpo humano é constituído por cerca de 5×10^{12} células, muitas das quais altamente especializadas para o desempenho de determinadas funções. Quanto maior o grau de especialização, isto é, quanto mais diferenciada for a célula, mais lentamente ela se dividirá. Uma exceção significativa a essa lei geral é dada pelos linfócitos, que, embora só se dividam em condições excepcionais, são extremamente radiosensíveis (TUBIANA e WANBERCIE, 1990).

Um organismo complexo exposto às radiações sofre determinados efeitos somáticos, que lhe são restritos, e outros, genéticos, transmissíveis às gerações posteriores. Os fenômenos físicos geradores desses efeitos são a ionização e a excitação dos átomos.

Os fenômenos químicos decorrentes das modificações físicas provocam rupturas de ligações entre os átomos, formando radicais livres num intervalo de tempo muito curto. Os fenômenos biológicos são uma consequência dos fenômenos físicos e químicos, que alteram as funções específicas das células e são responsáveis pela diminuição da atividade da substância viva, como por exemplo, a perda das propriedades características dos músculos (TUBIANA e WANBERCIE, 1990).

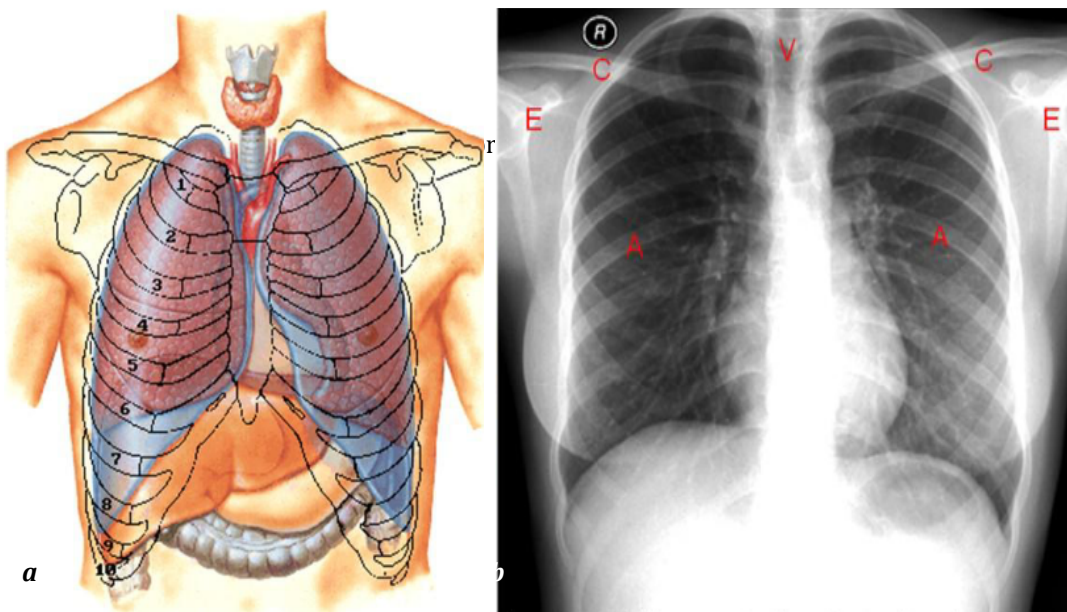
O uso de exames de radiodiagnóstico solicitados por médicos a pacientes internados em hospitais, na busca de tratamento de patologias diversas, está expondo muito mais esses pacientes. Observou-se, no dia a dia de trabalho na área da saúde, a grande quantidade de requisições de exames com uso de radiação ionizante, principalmente, tomografia computadorizada e raios X, solicitados por médicos assistentes na busca de um diagnóstico preciso de doenças (BRASIL, 2005).

Dessa maneira, torna-se necessário uma maior conscientização sobre a utilização de exames de radiodiagnóstico, de modo a manter a relação risco-benefício dentro dos limites aceitáveis. Entende-se por benefício a relação ideal entre a detecção de anormalidades e a resolução do método, em que este pode depender da dose de radiação (PRANDO e MOREIRA, 2015).

Os três princípios da proteção radiológica são: a justificação, a otimização da prática e o controle da dose individual com vistas à limitação da dose. No caso do paciente de tomografia computadorizada, a justificação se dá pelo benefício gerado com o resultado das informações obtidas através das imagens. Em radiodiagnóstico e o controle da dose pode ser feito de forma indireta por informações contidas nos registros dos exames realizados. Assim sendo, a otimização do processo de aquisição da imagem é o ponto mais importante a ser trabalhado em aquisições de imagens por varreduras de TC (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 2007; BRASIL, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 1998).

2.2 A anatomia do tórax

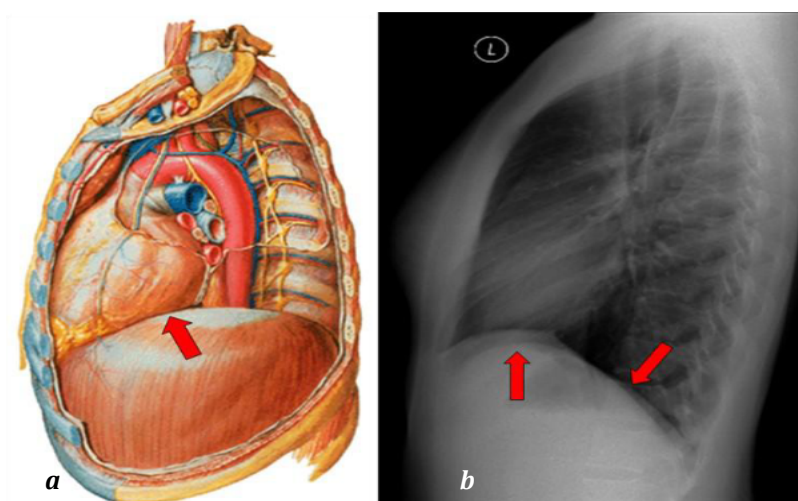
O tórax é composto por um conjunto de estruturas e pode ser dividido em: parede torácica, espaços pleurais, pulmões, hilos pulmonares e mediastino. O tórax é delimitado acima pelo pescoço e abaixo pelo diafragma. A Fig. 2.1 apresenta em *a* um desenho em vista frontal da região torácica, no qual é possível observar as diferentes estruturas que estão na região. A radiografia em *b* permite a observação dos ossos e vias aéreas, na qual encontram-se identificadas: as clavículas (C), as escápulas (E), os arcos costais (A) e as vertebrae torácicas (V).



Fonte: arquivo pessoal.

A Fig. 2.2 apresenta imagens de perfil do tórax, em *a* o diafragma direito pode ser visualizado anteriormente até a parede torácica, enquanto à esquerda é visível até encontrar o coração (seta). A radiografia em *b* permite observar que o diafragma em suas porções posteriores tem inclinação acentuada no sentido inferior e que grande parte dos pulmões projetam-se posteriormente.

Figura 2.2 - Anatomia da região torácica. Vista lateral (*a*) e radiografia Lateral (*b*).

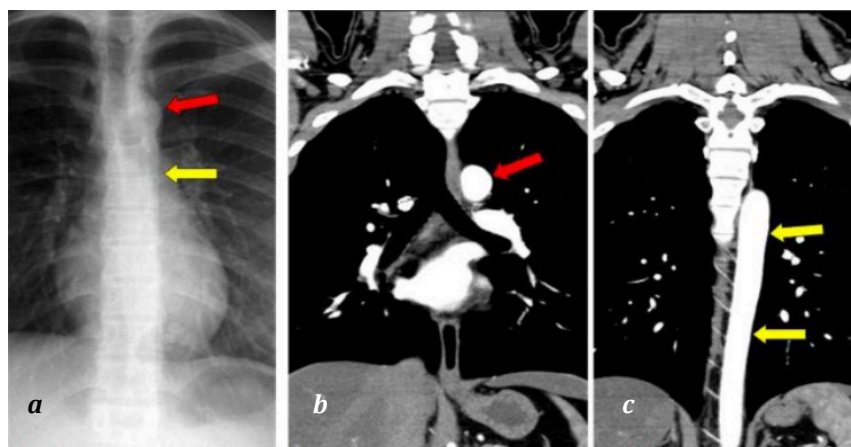


Fonte: arquivo pessoal.

O mediastino é delimitado superiormente pela região cervical e inferiormente pelo diafragma, anteriormente pela parede torácica, posteriormente pela coluna vertebral e lateralmente pela pleura mediastinal. É composto pelas seguintes estruturas: coração, pericárdio, aorta e vasos da base, vasos pulmonares, esôfago, traqueia e brônquios principais, veia cava superior e suas tributárias, segmento proximal da veia cava inferior, nervos, tecido adiposo, linfonodos e vasos linfáticos.

Na Fig. 2.3 estão três imagens radiográficas da região torácica, uma radiografia pósterio anterior em *a*, e duas imagens de TC em cortes coronais em *b* e *c*. Na radiografia do tórax (2.3*a*) as setas indicam a margem esquerda da aorta e a sua proximidade com o pulmão adjacente. Nas imagens dos cortes coronais (2.3*b* e 2.3*c*) as setas indicam a relação da aorta com o pulmão e também com as demais estruturas mediastinais. As setas vermelhas apontam para a croça da aorta e as setas amarelas para o seu segmento descendente.

Figura 2.3 - Imagens radiográficas da região torácica. Radiografia (*a*) e imagens de TC (*b* e *c*).



Fonte: arquivo pessoal.

2.3 Tecnologia dos aparelhos de TC

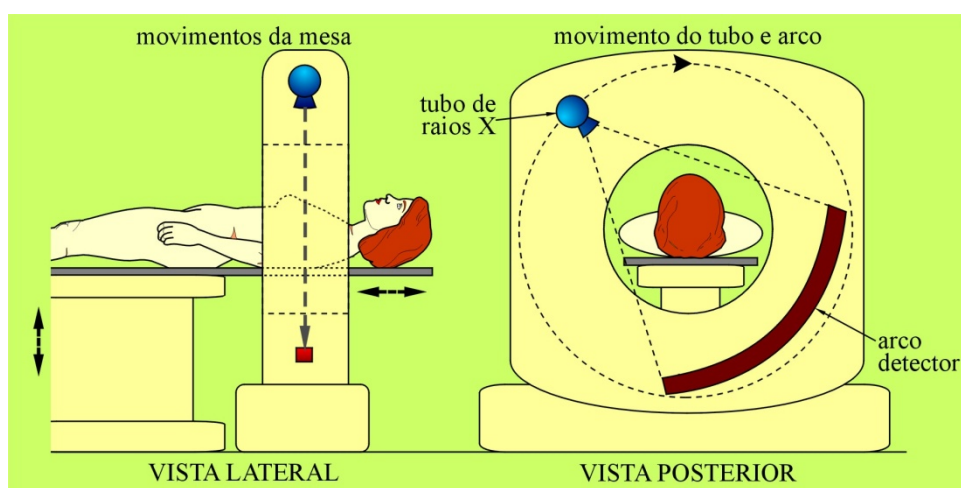
Os aparelhos de TC surgiram com a possibilidade de gerar imagens de cortes anatômicos axiais e, diferentemente das imagens de projeção geradas nas radiografias, suas imagens de cortes não apresentam sobreposição de estruturas; além disso, podem apresentar contraste entre tecidos moles (BANKMAN, 2013; CALZADO e GELEIJNS, 2010).

Os aparelhos de TC evoluíram desde o início da década de 1970 passando de arcos de detectores simples para arcos multidetectores, aquisições helicoidais e geração de imagens primárias quase *on time* em geração de imagens finais filtradas em alguns segundos (MOURÃO e OLIVEIRA, 2009).

Os aparelhos hoje utilizados apresentam um tubo de raios X e um arco de detectores posicionados em lados opostos do paciente no interior do gantry. O aparelho de TC utiliza um tubo gerador de raios X, que emite radiação enquanto se move em círculo em torno do paciente do qual se deseja gerar imagens de cortes, O feixe de raios X que atravessa o paciente é captado por detectores posicionados em oposição à da fonte de radiação (NÓBREGA, 2009; MOURÃO, 2015).

Os aparelhos possuem arcos multidetectores, também denominados de multicanais. Os arcos multidetectores permitem a aquisição de dados de mais de uma fatia simultaneamente por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente. Assim sendo, se um aparelho possui quatro canais, isso significa que para cada volta completa do tubo é feita a aquisição de dados de quatro cortes simultaneamente (MOURÃO, 2015; BANKMAN, 2013). A Fig. 2.4 ilustra o posicionamento do tubo de raios X e do arco de detectores no interior do gantry de um aparelho de TC.

Figura 2.4 - Posicionamento de paciente em aparelho de TC: vista lateral com a mesa deslocada horizontalmente para dentro do gantry e vista posterior com o tubo de raios X em movimento giratório em torno do paciente.



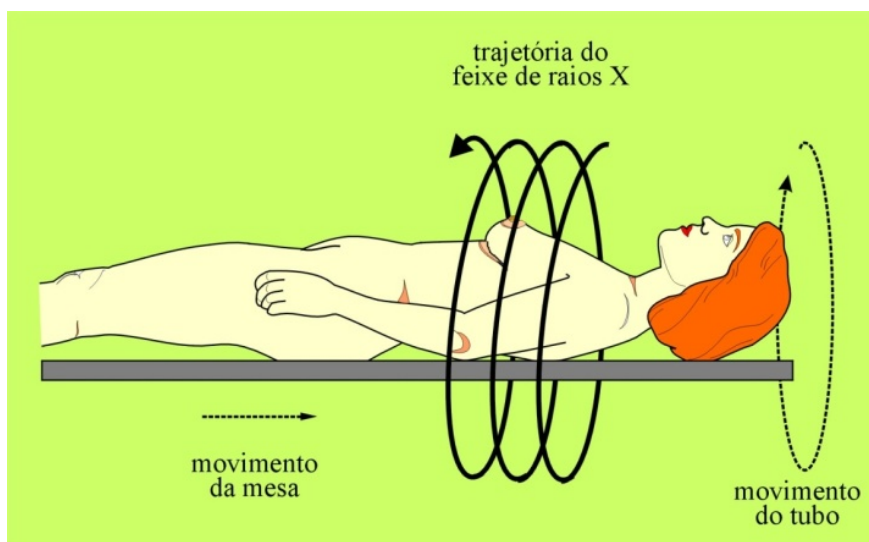
Fonte: MOURÃO e OLIVEIRA, 2009.

Os aparelhos multicanais podem ter até 320 canais e, neste caso, podem fazer a aquisição de dados de 320 fatias simultaneamente em apenas uma volta completa do tubo de raios X. Quanto maior o número de canais mais rapidamente pode ser feita a varredura de uma região e conseqüentemente mais aplicações diagnósticas esse equipamento pode proporcionar (MOURÃO, 2015).

Existem duas técnicas de aquisição de dados nas varreduras de TC, a técnica convencional ou axial e a técnica helicoidal. Na técnica axial com a mesa parada o tubo gira em torno do paciente para a aquisição dos dados e depois a mesa se desloca e novamente para a aquisição de novos dados e esse processo se repete até a aquisição de dados de todas as fatias da varredura (MOURÃO, 2015).

A aquisição de dados de forma helicoidal foi incorporada na década de 80 e nessa técnica de aquisição de dados, o tubo gira continuamente em torno do paciente enquanto a mesa se desloca simultaneamente fazendo a aquisição de dados da primeira à última fatia em um único ciclo. A Fig. 2.5 apresenta a trajetória helicoidal do feixe de raios X em relação ao paciente, quando o tubo gira continuamente e a mesa se desloca simultaneamente em velocidade constante por toda a distância da varredura (BANKMAN, 2013).

Figura 2.5 - Imagem da trajetória de feixe de raios X em aquisições helicoidais.



Fonte: (MOURÃO e OLIVEIRA, 2009)

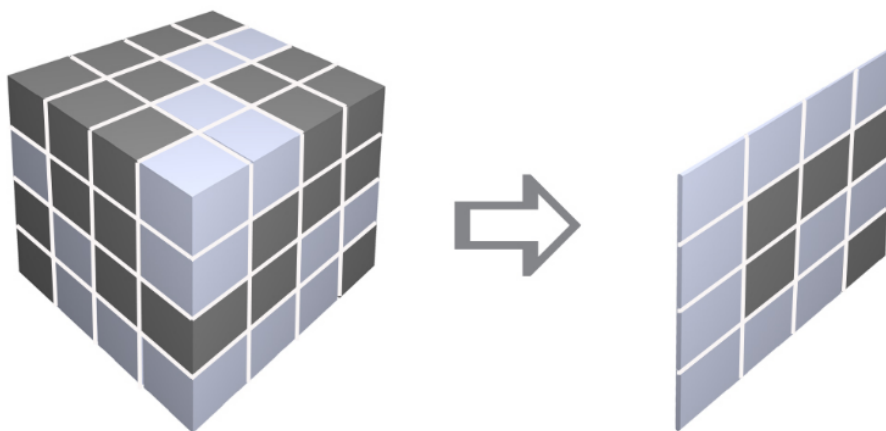
Os aparelhos atuais são multicanais e fazem a aquisição de dados em modo helicoidal. Essa tecnologia permite reconstruir, utilizando programas computacionais instalados no computador do aparelho de TC, imagens de alta qualidade nos planos anatômicos coronal, sagital, praticamente, ao mesmo tempo em que se obtêm as imagens dos cortes axiais. Cortes complementares oblíquos e curvos podem ser obtidos posteriormente, bem como reconstruções volumétricas.

2.4 Princípios de geração da imagem

As imagens tomográficas são reconstruídas a partir de um grande número de medições em diversas posições do sistema tubo-arco detector, e os dados coletados são convertidos em sinal digital e enviados ao computador para a reconstrução da imagem de corte.

O feixe de raios X utilizado é um feixe colimado em forma de leque para irradiar uma fina fatia do volume do paciente. A fatia irradiada é dividida em pequenas unidades de volume denominadas voxel. Ao atravessar uma fileira de voxels o feixe de raios X é atenuado, parte do feixe é absorvida, e o feixe transmitido atinge os detectores, que geram um sinal elétrico que é convertido em sinal digital e enviado ao computador. Após a aquisição de um grande número de medições, em angulações diversas, o computador fará o tratamento dessas informações para determinar a parcela do feixe que foi absorvida por cada um dos voxels que compõem a fatia (JAN, 2005; DANCE *et al.*, 2014).

Figura 2.6 - Representação de uma fatia de voxels por uma imagem digital.



Fonte: (MOURÃO, 2015)

A Fig. 2.6 apresenta uma ilustração de um cubo dividido em fatias e cada fatia dividida em 16 voxels. Nesta ilustração, uma fatia composta de 16 voxels é representada por uma matriz de 16 pixels, na qual a cor do pixel está relacionada com a atenuação promovida pelo voxel que representa.

Os voxels que apresentam coeficientes de atenuação linear maior e absorveram uma maior parcela do feixe de radiação são representados em tons de cinza mais claros na imagem até o 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, 2015).

2.4.1 A escala Hounsfield

Para a obtenção das imagens de TC a atenuação gerada por cada voxel é convertida em um valor numérico na escala Hounsfield. Assim, cada pixel da imagem recebe um valor numérico nessa escala. A partir desses valores numéricos são distribuídos os tons de cinza para a visualização da imagem. A escala Hounsfield tem o seu valor de referencia na água (0 HU). Assim, tecidos que absorvem o feixe de raios-X menos que a água apresentam valores negativos nessa escala e os que absorvem mais apresentam valores superiores a zero HU. Os valores em HU em relação a um material são determinados de acordo com a Eq. 2.1, dado pelo coeficiente de atenuação linear do material ($\mu_{material}$) menos o da água (μ_{agua}) em relação ao da água vezes mil.

$$HU_{material} = \frac{\mu_{material} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \cdot 1.000 \quad (2.1)$$

A Tab. 2.1 apresenta valores típicos de HU para diferentes materiais. A água é a referência de zero, materiais menos absorventes possuem valores negativos com o limite inferior de -1.000 HU do ar e materiais mais radioabsorventes possuem valores positivos que crescem com o aumento da absorção (MOURAO, 2015; BARBOSA et al., 2011).

Tabela 2.1 - Valores dos materiais na escala Hounsfield.

Tecido	HU
Osso	+1000 (+300 a +2.500)
Fígado	+60 (+50 a +70)
Sangue	+55 (+50 a +60)
Músculo	+25 (+10 a + 40)
Água	0
Gordura	-90 (-100 a -80)
Pulmão	-750 (-950 a -600)
Ar	-1.000

2.5 Parâmetros utilizados em protocolos

A definição dos parâmetros de uma dada aquisição depende do equipamento que está sendo utilizado, do fabricante, e do fato de a aquisição ser convencional (axial), helicoidal ou helicoidal multicorte (MOURÃO, 2015).

Os protocolos estabelecem a tensão de alimentação do tubo (kV), a corrente do tubo (mA), o tempo de rotação do tubo (s), a carga (mA.s), a colimação do feixe, a velocidade da mesa, sendo os principais parâmetros que contribuem para a dose no paciente. A distância de varredura e o *pitch* (fator de passo) estão relacionados com a velocidade de rotação do tubo e a velocidade de deslocamento da mesa. Modificações realizadas nesses parâmetros podem influenciar diretamente tanto a dose no paciente quanto a qualidade da imagem (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICE, 2010).

Outros parâmetros relacionados à obtenção da imagem, como os algoritmos de reconstrução, filtros, espessura de reconstrução, qualidade do feixe de raios X e detectores também podem influenciar consideravelmente a qualidade da imagem e, conseqüentemente, a qualidade diagnóstica dela.

Com a introdução do protocolo de exames em aquisições helicoidais, a determinação do *pitch* tornou-se uma informação fundamental. O *pitch* p é um

parâmetro adimensional obtido pela razão entre a distância de deslocamento da mesa l , quando o tubo de raios X descreve uma volta completa em torno do paciente, dividido pela espessura do feixe de raios X e , medidas em milímetros e definida pela Eq.2.2.

$$p = \frac{l}{e} \quad (2.2)$$

A aquisição de dados para a produção de um diagnóstico inicia-se com a geração de um topograma (*scout*), que é uma radiografia gerada por uma exposição anteroposterior, ou lateral, ou ambas; dependendo do objetivo da varredura, com o intuito de observar o correto posicionamento do paciente e suas dimensões (MOURÃO, 2015).

Os demais parâmetros, como espessura do corte, distância entre os eixos de corte, filtro, abertura do campo (FOV), valor de alta tensão, valor de corrente, tempo de rotação do tubo, serão definidos de acordo com o protocolo escolhido no menu do equipamento (MOURÃO e OLIVEIRA, 2009). O número de protocolos disponíveis é variável, e a geração de novos protocolos é sempre possível (BANKMAN, 2013; JAN, 2005).

2.6 Os exames de TC pediátricos

A crescente demanda de exames de TC para pacientes pediátricos indica um aumento na dose absorvida pela população. Este fato, vai gerar um acréscimo na probabilidade do desenvolvimento de efeitos danosos, particularmente em crianças, segundo vários estudos epidemiológicos (BITELLI, 2006 , BANKMAN, 2013).

É fundamental o apoio de todas as sociedades médicas e afins e a divulgação de informação adequada para a conscientização de toda população envolvida no processo. Muitos parâmetros técnicos ainda não são utilizados de forma padronizada nos diversos serviços de radiodiagnósticos que realizam exames pediátricos de TC. Existem várias estratégias em desenvolvimento ou já em uso nos

equipamentos mais modernos, como, por exemplo, a modulação da corrente do tubo de raios X conforme a variação da absorção do feixe na região anatômica estudada. A exigência de posicionamento correto do paciente, de maior controle do processo para os pacientes pediátricos e o uso de critérios para manter a qualidade diagnóstica da diferem em relação aos critérios aplicados aos adultos. Por isso, na União Europeia, reconheceu-se que os critérios de qualidade necessitaram ser especificamente adaptados à radiologia pediátrica (EUROPEAN COMMISSION, 2000).

A exposição à radiação nos primeiros dez anos de vida é estimada, para determinados efeitos prejudiciais, ter um risco três a quatro vezes maior que após exposições entre as idades de 30 e 40 anos, e cinco a sete vezes maior quando comparado a exposições após a idade de 50 anos (BITELLI, 2006 , BANKMAN, 2013).

A *Society for Pediatric Radiology* foi fundada em 1981 nos Estados Unidos para promover a excelência em cuidados na saúde pediátrica. Esta sociedade médica criou a *Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging* que lançou em 2008 a campanha intitulada *Image Gently*. O objetivo da campanha é mudar o comportamento nas práticas médicas em radiodiagnóstico e nos exames de ultrassom, aumentando a consciência do corpo clínico, dos pais e da população. Em 2014 a campanha já alcançava 18.100.000 profissionais na área médica, ocasionando declarações de médicos preocupados com os níveis de radiação nos exames pediátricos de TC (IMAGE GENTLY, 2014).

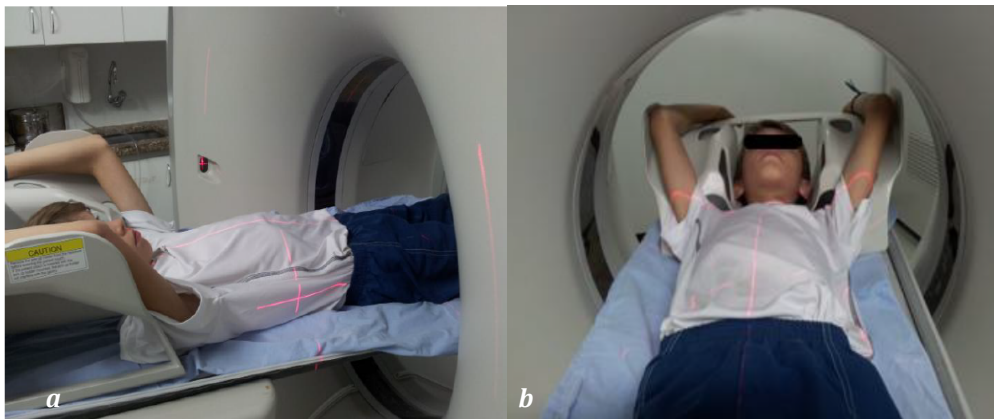
Os tópicos principais do *Image Gently* são: a padronização e controle da indicação correta dos exames de TC e de raios X; a realização desses exames com as menores doses de radiação possíveis; a adequação dos protocolos dos exames de TC pediátricos com indicações diagnósticas e a obtenção do apoio dos fabricantes dos equipamentos para que exista uma padronização das medidas de radiação (IMAGE GENTLY, 2014).

Posicionamento do Paciente

Para a varredura de tórax nos exames de TC, o paciente deve ser posicionado em decúbito dorsal, com o corpo apoiado e alinhado com a mesa de exames no

interior do *gantry*, que deverá estar sem inclinação. Os braços devem estar estendidos para trás da cabeça, de modo a não sobrepor a região de interesse, reduzindo os artefatos. A Fig. 2.7 apresenta imagens de posicionamentos do paciente visando à varredura do tórax.

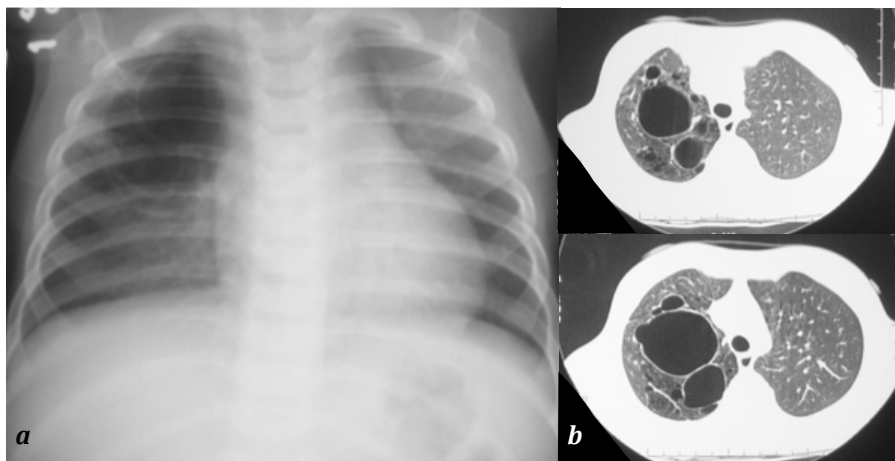
Figura 2.7 - Posicionamento do paciente para varredura de tórax: cabeça para fora (a) ou para dentro (b) do *gantry*.



Para cada objetivo diagnóstico devem ser definidos parâmetros, que variam de acordo com a tecnologia do equipamento, a patologia e os procedimentos do local de trabalho. Para a aquisição das imagens é fundamental identificar a extensão superior e inferior da estrutura anatômica a ser visualizada.

Apesar da TC do tórax ser realizada, predominantemente, com o paciente posicionado em decúbito dorsal, o posicionamento pode ter alguma variação em decorrência de necessidades específicas do paciente. Na Fig. 2.8 são apresentadas três imagens geradas com raios X, sendo uma radiografia em ânteroposterior e duas imagens de TC de cortes axiais de um tórax pediátrico.

Figura 2.8 - Imagens dos pulmões, radiografia frontal (a) e cortes axiais (b).



As imagens de varredura do tórax permitem avaliar as regiões do mediastino, pulmão e caixa torácica. As principais indicações do exame de TC do tórax pediátrico são os traumas, infecções, doenças vasculares e nas neoplasias para o rastreamento, estadiamento e critérios de cura dos tumores .

2.7 Câmaras de ionização

Os detectores de radiação que utilizam uma ampola contendo gás baseiam-se na medição da ionização gerada nos átomos de um gás inerte, devido à passagem da radiação ionizante. Nos detectores do tipo câmaras de ionização, o sinal medido é resultado da coleta de todos os íons primários gerados pela radiação incidente, a partir da aplicação de uma diferença de potencial entre dois pontos separados pelo gás. A câmara de ionização é o tipo mais simples e mais comum de detector a gás (MOURÃO e ALONSO, 2012).

A câmara de ionização é um dos tipos de dosímetros mais usados para medidas de precisão, sendo considerado instrumento de referência em radioterapia e radiodiagnóstico. As câmaras de ionização são constituídas de um volume preenchido por um gás isolante elétrico e sensível à radiação e eletrodos coletores conectados à um eletrômetro. A radiação incidente na câmara ioniza os átomos do gás no seu interior criando pares de íons. O campo elétrico atrai os íons, gerando uma corrente que pode ser medida com um dispositivo de medida elétrica (KNOLL, 2010).

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

As câmaras de ar livre são, normalmente, detectores grandes, uma vez que é necessário existir uma grande espessura de ar antes do volume sensível da câmara, para garantir as condições de equilíbrio eletrônico. A condição de equilíbrio eletrônico é alcançada quando existe uma compensação dos elétrons que saem do volume sensível da câmara, sem depositar toda a sua energia, com os elétrons que entram com as mesmas características dos que saíram (ATTIX, 2004; BOAG, 1987).

As câmaras de ionização tipo lápis são câmaras confeccionadas especificamente para o uso em feixes de radiação de tomografia computadorizada. Para a medição dos índices de dose em TC (CTDI), a câmara lápis deve ser posicionada em objetos simuladores com aberturas adequadas à acomodação da câmara e, para as medições de kerma no ar, são posicionadas de forma livre no ar.

As câmaras lápis são câmaras cilíndricas, não seladas, com 15 cm de comprimento total, sendo 10 cm de comprimento útil. A principal característica da câmara lápis consiste em apresentar uma resposta uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo, pois sua utilização nos equipamentos de TC exige uma geometria de irradiação específica devido ao movimento de rotação do tubo de raios X em torno do paciente (MAIA, 2005).

A leitura geralmente apresentada por esse tipo de câmara é em unidades de dose vezes o comprimento (mGy.cm). As câmaras de TC são especialmente projetadas para serem utilizadas dentro dos objetos simuladores. Os objetos simuladores são utilizados para representar o paciente, portanto, as câmaras sofrem influência tanto da radiação proveniente do feixe primário como da radiação espalhada no interior do objeto simulador (MAIA, 2005). A Fig. 2.9 apresenta um conjunto de medição de dose composto por uma câmara do tipo lápis conectada e um eletrômetro.

Figura 2.9 - Câmara de ionização tipo lápis.



Fonte: (EUROPEAN HOSPITAL, 2016)

2.8 Grandezas dosimétricas em TC

As grandezas dosimétricas são utilizadas para conhecer parâmetros que permitam avaliar efeitos de exposições às radiações ionizantes, dentre outros objetivos. As grandezas em TC foram desenvolvidas para atender às especificidades desse tipo de irradiação, uma vez que, nas imagens radiológicas de projeção, a maior dose ocorrerá na entrada da pele (MOURÃO e OLIVEIRA, 2009).

Como nas aquisições dos dados por varreduras de TC o feixe de raios X irradia o objeto incidindo por toda a sua superfície, a maior dose depositada no objeto pode ocorrer próximo à superfície ou mais profundamente dependendo da característica de penetração do feixe (kV) e do tamanho do objeto irradiado. Essas grandezas são utilizadas como referência para estimar e minimizar a dose média no paciente. As duas grandezas mais conhecidas são o índice de dose em tomografia computadorizada CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) e a dose média em múltiplos cortes MSAD (*Multiple Scan Average Dose*) (NAGEL, 2007).

Em 2007, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), adotou definições para as grandezas dosimétricas expressas em termos do kerma (*kinetic energy released per unit mass*). O índice de kerma no ar, $C_{a,100}$, avaliado de forma livre no ar para uma rotação do tubo, é o quociente da integral do kerma no ar ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do tomógrafo, considerando o comprimento de 100 mm e T a espessura nominal do corte definido pela Eq. 2.2. A faixa de integração está posicionada simetricamente sobre o volume irradiado.

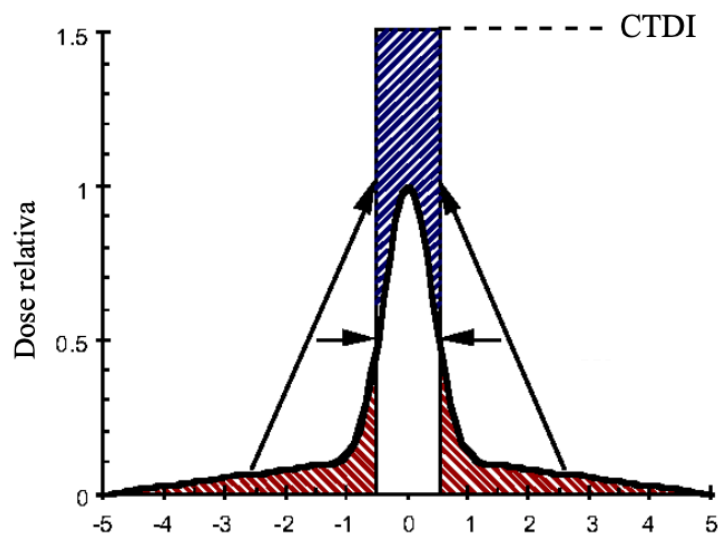
$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} k(z) dz \quad (2.3)$$

Para equipamentos multicorte, o produto NT corresponde à colimação total do feixe, para uma única rotação do tubo no interior do gantry, em que N é o número de cortes, e T, a espessura de cada corte.

O $C_{a,100}$ é medido utilizando uma câmara de ionização tipo lápis, de comprimento de 100 mm, de modo a proporcionar uma medição de C_{100} , devidamente calibrado, e expressa em termos de dose absorvida no ar. Para as medições com simuladores fabricados em PMMA a notação $C_{PMMA,100}$ é utilizada

para definir o índice de kerma no ar medido no PMMA. Para a obtenção do $CTDI_{100}$, basta fazer a correção do valor medido através da câmara de ionização pela relação entre o coeficiente de atenuação linear mássico ($\mu \cdot \rho^{-1}$) do PMMA e deste mesmo parâmetro no ar. Isso se deve ao fato de a câmara de ionização tipo lápis ter sido calibrada no ar e apresentar leituras para essa calibração. A intensidade do feixe de radiação pode ser representada graficamente ao se definir o eixo longitudinal do paciente como eixo z, de acordo com a ilustração contida na Fig. 2.10.

Figura 2.10 - Valor de CTDI a partir do perfil de dose de corte único de 10 mm.

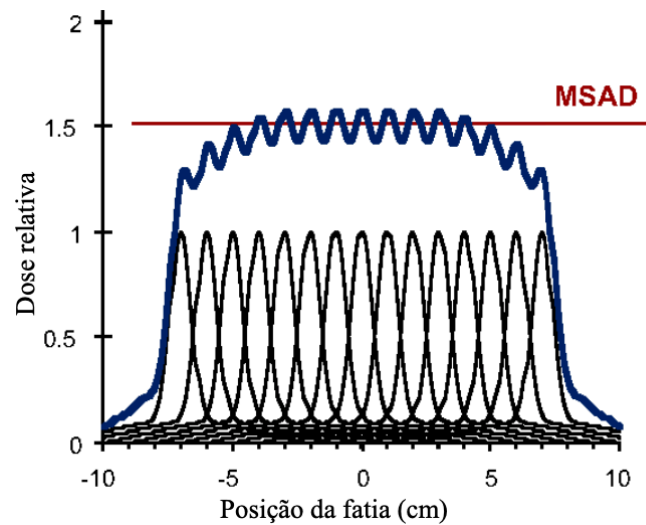


Fonte: (TACK et al., 2012)

A área escura do hachurada em vermelho representa a dose recebida pelos tecidos externos à seção nominal do corte devido à combinação da divergência do feixe, penumbra e radiação espalhada. Portanto, quando seções adjacentes são irradiadas, existe deposição de dose nas fatias adjacentes, fazendo com que a dose depositada aumente.

A magnitude desse aumento depende do número de cortes, da separação ou intervalo entre os cortes e das características particulares do perfil de dose de um único corte. A Fig. 2.11 apresenta o perfil de dose para uma série de 15 cortes sucessivos, com 10 mm de espessura e 10 mm de deslocamento da mesa para cada volta completa do tubo de raios X, *pitch* igual a 1.

Figura 2.11 - Perfil de dose para 15 cortes sequenciais de 10 mm de espessura e pitch 1.



Fonte: (TACK *et al.*, 2012)

O índice ponderado de kerma no ar (C_w) tem por finalidade determinar um valor de kerma no interior de objetos simuladores que possuem cinco orifícios para o posicionamento da câmara de ionização tipo lápis, sendo um orifício central (C) e quatro periféricos (P). Assim, a partir do valor medido na região central do objeto $C_{PMMA,100,C}$ e do valor médio das medidas nos quatro pontos periféricos $C_{PMMA,100,P}$ pode-se calcular o valor de índice de kerma no ar ponderado C_w , de acordo com a Eq. 2.3.

$$C_w = \frac{1}{3}C_{PMMA,100,C} + \frac{2}{3}C_{PMMA,100,P} \quad (2.4)$$

Como o C_w não considera o fator de passo p devido à velocidade de deslocamento da mesa, definiu-se o índice de kerma no ar volumétrico C_{vol} , que fornece uma média de volume e leva em conta o protocolo específico de varredura, o *pitch* (p), em aquisições helicoidais, ou o incremento da mesa entre cortes em aquisições sequenciais. O valor C_{vol} é definido conforme a Eq. 2.4.

$$C_{vol} = \frac{C_w}{p} \quad (2.5)$$

A *AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE* (2008) utiliza os valores em termo de dose absorvida no PMMA (CTDI) e os valores estimados nas varreduras dos aparelhos de TC, são feitos em valores de dose absorvida. Fazendo-se a correção pelo coeficiente de atenuação linear do ar, no qual a câmara de ionização está calibrada para o PMMA, pode-se obter o $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$, que é um parâmetro indicado nos relatórios gerados pelos equipamentos de TC após a realização de varreduras, de acordo com as Eq. 2.6 e 2.7.

$$CTDI_w = C_w \cdot \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{PMMA}}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ar}} \quad (2.6)$$

$$CTDI_{vol} = C_{vol} \cdot \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{PMMA}}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ar}} \quad (2.7)$$

O valor do *MSAD*, ilustrado na Fig. 2.11, quando o *pitch* é igual a 1, é igual ao valor do $CTDI_{vol}$. As unidades de medida dos índices de dose e kerma no ar, bem como do *MSAD* é o gray (Gy).

A *DLP (Dose Length Product)* é obtida pela multiplicação do valor de $CTDI_{vol}$ em uma varredura vezes a distância da varredura l , conforme a Eq. 2.8.

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot l \quad (2.8)$$

A dose efetiva tem sido utilizada como indicador de risco para pacientes em radiologia diagnóstica (LAN *et al.*, 2015). Segundo definição da *International Commission on Radiological Protection* (2007), o uso da dose efetiva para avaliação da dose de pacientes tem importantes limitações que devem ser levadas em

consideração. A dose efetiva compara as doses de diferentes procedimentos diagnósticos e o uso de tecnologias e procedimentos similares em diferentes tecnologias para o mesmo exame médico.

As medidas experimentais nos órgãos em objetos simuladores é o método mais direto para obtenção da dose em pacientes de TC. A dose efetiva E_n é o parâmetro normalmente utilizado para estimar efeitos estocásticos em medio e longo prazo e para a TC pode ser definida pela Eq. 2.9. Assim, cada valor de DLP gerado em cada varredura de TC deve ser multiplicado por um coeficiente k definido em função da região de varredura. A dose efetiva total do paciente, relativas aos exames de TC, seria obtida pela soma de todas as doses efetivas das varreduras de TC realizadas.

$$E_n \cong \sum k \cdot DLP \quad (2.9)$$

A dose efetiva inclui fatores de ponderação que são derivados a partir de considerações a respeito de reações radiobiológicas. Valores de doses efetivas calculadas pela NRPB (*National Radiological Protection Board*) foram comparadas com valores do DLP para determinar os valores do coeficiente k . A Tab. 2.2 contém os valores de k definido por diferentes publicações.

Tabela 2.2 - Valores de k para obtenção da dose efetiva a partir da DLP para várias regiões do corpo em adultos.

Região	Shrimpton (2007)	Itália (2006)	EUR 16262	Alemanha (1999)	Alemanha (2002)	EU (2004)
Cabeça e pescoço	0,0031	-	-	0,0039	0,0038	-
Cabeça	0,0021	0,0024	0,0023	0,0028	0,0028	0,0023
Pescoço	0,0059	0,0052	0,0054	0,0098	0,0061	-
Tórax	0,0140	0,0163	0,0170	0,0154	0,0016	0,0190
Abdome e Pelve	0,0150	0,0149	0,0150	0,0174	0,0186	0,0170
Coluna Lombar	-	0,0166	-	0,0125	0,0185	-
Pelve	-	0,0175	0,0190	0,0171	0,0185	0,0170
Tronco	0,0150	-	-	-	0,0177	-

Os valores de k são definidos em função da região do corpo irradiada, e ainda é um parâmetro sob investigação.

3. Materiais e Métodos

Neste capítulo, são apresentados os objetos simuladores de tórax que foram desenvolvidos, produzidos e utilizados nos testes, as características dos aparelhos de TC utilizados nas varreduras e o sistema utilizado para as medição de dose. São apresentados ainda os protocolos de varreduras de tórax utilizados para a aquisição das imagens e as modificações realizadas nos protocolos de aquisição visando a otimização do processo para todos os objetos simuladores em ambos aparelhos de TC.

3.1 Aparelhos de tomografia computadorizada

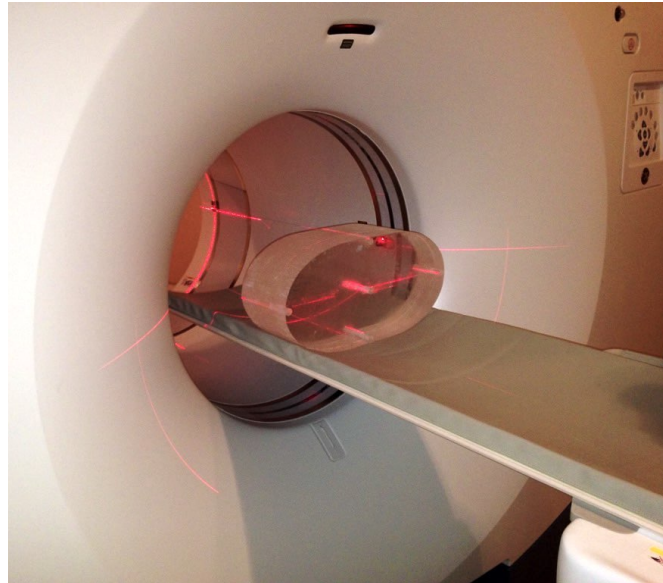
Os experimentos de varreduras dos objetos simuladores de tórax foram realizados em dois tomógrafos multicanais, sendo um da marca GE e outro da marca Toshiba. Para a captura de dados relativos às doses absorvidas foram utilizados os protocolos de rotina para tórax utilizados nos serviços de radiodiagnóstico. Novos protocolos de aquisição foram testados os objetos simuladores de tórax em formato oblongo, um adulto e três pediátricos, visando a otimização do processo. A Tab. 3.1 apresenta as principais características dos aparelhos de TC utilizados. Os dois tomógrafos foram identificados como tomógrafo A e tomógrafo B.

Tabela 3.1 - Características dos aparelhos de TC.

Tomógrafo	Marca	Modelo	Canais	Tensões (kV)	Espessura máxima do feixe (mm)
A	GE	<i>Discovery</i>	64	80, 100, 120 e 140	40
B	Toshiba	<i>Anquilon prime</i>	80	80, 100, 120 e 135	40

A Fig. 3.1 apresenta uma imagem do aparelho de TC A com um objeto simulador de tórax em formato oblongo posicionado no interior do *gantry*. Os lasers de posicionamento auxiliam no alinhamento correto do objeto simulador em relação ao isocentro da abertura do *gantry*.

Figura 3.1 - Aparelho de TC A com o objeto simulador de tórax oblongo posicionado no interior do gantry.



3.2 Objetos simuladores

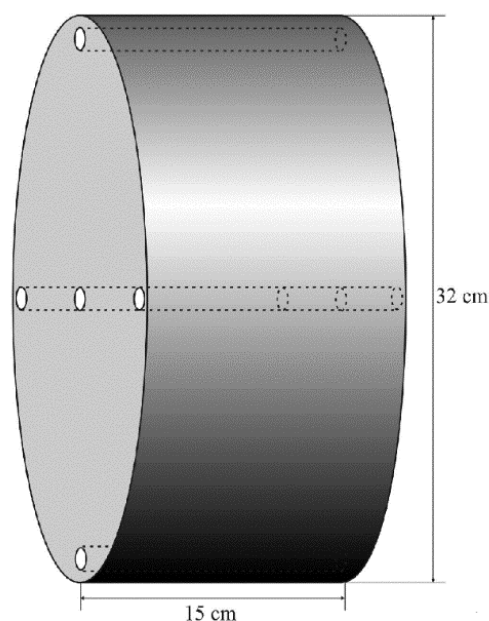
Objetos simuladores de tórax em formato oblongo serão desenvolvidos pela equipe do Centro de Pesquisa em Engenharia Biomédica (CENEB). Para este trabalho serão confeccionados cinco objetos simuladores de tórax, sendo dois representativos de um tórax de paciente adulto, um cilíndrico e outro oblongo, e três representativos de pacientes pediátricos para 2, 4 e 8 anos. Os objetos simuladores construídos serão denominados de: Adulto Padrão (AP), Adulto Oblongo (AO), Pediátrico oblongo de 8 anos (P8), Pediátrico oblongo de 4 anos (P4) e Pediátrico oblongo de 2 anos (P2). A definição da faixa etária neste trabalho se dá em decorrência das pequenas diferenças de doses absorvidas em idades intermediárias, aliada às indicações clínicas de patologias mais relevantes.

O objeto simulador de tórax padrão de um paciente adulto (AP) é um objeto cilíndrico feito em PMMA com 32 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento. Esse objeto é considerado o objeto padrão para a referência de dose em varreduras de TC de tórax. Assim sendo, todas as varreduras de TC de tórax realizadas em um dado equipamento são acompanhadas de um relatório que apresenta um valor de dose estimado pelo equipamento (CTDI) baseado na varredura deste objeto simulador.

Os objetos simuladores em formato oblongos tiveram suas dimensões definidas a partir de um estudo do padrão americano para camisetas (T-shirts), no qual estão definidas as medidas para indivíduos de zero a 3 meses, 3 a 6 meses, 6 meses a 1 ano, 2 anos, 4 anos, 6 anos, 8 anos etc. A medida da região axilar foi utilizada para a definição do perímetro dos objetos desenvolvidos. A seção de corte em formato oblongo foi baseada nas imagens de tomografias de tórax de pacientes de diferentes idades. As tabelas contidas nas normas de medidas do corpo humano para vestuário da ABNT complementaram as informações para a definição de demais dimensões (ABNT, 2009; NISHIMURA *et al.*, 2017) . O comprimento dos objetos segue o padrão dos objetos cilíndricos utilizados como referência em varreduras de TC.

Os objetos simuladores possuem cinco aberturas para o posicionamento da câmara lápis visando a medição de doses e são feitos em PMMA. A Fig. 3.2 apresenta um desenho do objeto simulador do tórax adulto (AP).

Figura 3.2 - Objeto simulador de tórax adulto padrão (AP).



Os quatro objetos simuladores de tórax oblongos serão feitos de PMMA com dimensões que variam de acordo com a idade do paciente representado. O objeto simulador oblongo adulto (AO) apresenta a mesma seção de corte do objeto simulador cilíndrico padrão (AP). A Fig. 3.3 apresenta uma ilustração do formato dos objetos simuladores oblongos.

Todos os objetos simuladores têm 15 cm de comprimento e representam as dimensões do tórax de um paciente médio, incluindo a região axilar. Demais dados variáveis são apresentados na Tab. 3.2. Esses objetos farão parte de um conjunto de objetos simuladores que serão desenvolvidos pelo CENEB.

Figura 3.3 - Objeto simulador de tórax pediátrico.

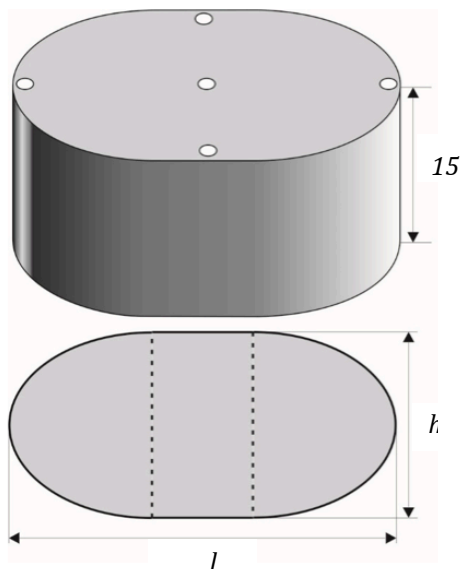


Tabela 3.2 - Medidas dos objetos simuladores de tórax.

Simulador	Eixo longo l (cm)	Eixo curto h (cm)	Área de corte (cm ²)	Volume (cm ³)
AP*	32	32	804,25	12.063,72
AO	43	22	804,36	12.065,44
P8	29	14	345,91	5.188,67
P4	24	12	244,22	3.633,32
P2	23	11	215,23	3.228,45

*objeto cilíndrico

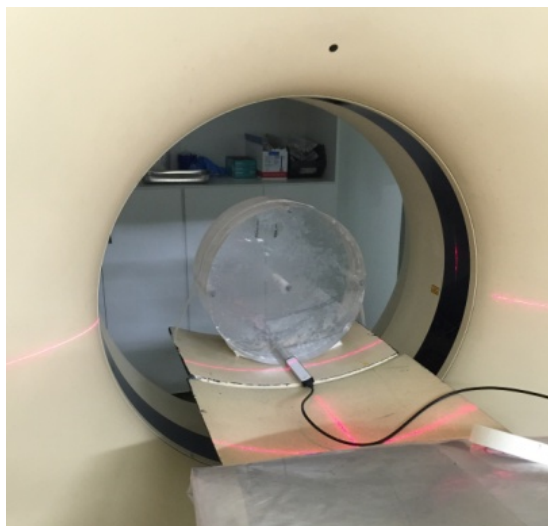
Os objetos simuladores de tórax possuem cinco orifícios de 1,27 mm (1/2"), sendo um central e quatro periféricos defasados de 90°, cujo centro está distanciado de 10 mm da borda do objeto simulador.

Para a realização das varreduras nos aparelhos de TC os objetos simuladores foram posicionados no isocentro do tomógrafo, e as aberturas periféricas foram identificadas de acordo com as horas do relógio analógico, como: 3, 6, 9 e 12. Essas

aberturas são utilizadas como referência para posicionar o objeto no isocentro do gantry com o auxílio de lasers laterais e superior.

As aberturas dos objetos simuladores são preenchidas com tarugos de PMMA que devem ser removidos um a um para o posicionamento da câmara lápiz, visando às medidas de dose nas cinco posições. Assim sendo, enquanto a câmara de ionização é posicionada em uma das aberturas, as demais devem ficar preenchidas com tarugos de PMMA mantendo o objeto como uma estrutura sólida de PMMA. A Fig 3.4 apresenta o posicionamento do objeto simulador adulto no isocentro do *gantry*, com a câmara tipo lápiz posicionada na abertura 6.

Figura 3.4 - Objeto simulador de tórax adulto (AP) posicionado no isocentro do *gantry*.



3.3 Sistema de medição de dose

As medidas de índices de kerma no ar para obtenção de valores de dose absorvida foram realizadas utilizando uma câmara tipo lápiz com o protocolo de varredura de tórax usado na rotina dos serviços de radiologia e outros protocolos propostos. As medidas foram registradas com o *gantry* na angulação de 0° e com os objetos simuladores posicionados no isocentro.

A câmara tipo lápiz foi posicionada de forma alternada nas aberturas do objeto simulador de tórax adulto e, posteriormente, no objeto simulador pediátrico. As medidas foram feitas nos índices de Kerma no ar no PMMA em TC ($C_{k,PMMA,100}$) e índices de dose em TC (CTDI).

Foram realizadas irradiações sucessivas da fatia central com cada um dos objetos simuladores posicionados no isocentro do *gantry*, e a câmara lápiz posicionada nas aberturas dos objetos simuladores. Para cada posicionamento da câmara foram realizadas cinco medições, perfazendo um mínimo de 25 medições para cada protocolo e para cada objeto simulador. As irradiações da fatia central foram realizadas em modo axial, com uma tensão de alimentação do tubo de raios X de 120 kV em todos os tomógrafos. Para os objetos simuladores adulto houve irradiação da fatia central com 140 kV no tomógrafo A e 135 kV no tomógrafo B. Para os objetos simuladores pediátricos foram realizadas varreduras adicionais com 100 e 80 kV nos dois tomógrafos.

As medições foram realizadas com a câmara de ionização tipo lapis RADCAL ACCU-GOLD modelo 10X6-3CT, desenvolvida especificamente para fazer medições de CTDI e PKL para feixes de raios X em TC. A faixa de detecção de dose está entre 200 nGy e 1 kGy com uma incerteza de 4% para raios X gerados com até 150 kV de energia e 10,2 mm Al de camada semi-redutora. A dependência energética é de 5% para camadas semi-redutoras entre 3 e 20 mm de Al. A câmara possui 3 cm³ de volume ativo e o cabo é tipo triaxial de baixo ruído (RADCAL, 2015).

A Fig. 3.5 apresenta uma imagem da câmara lápiz utilizada. Os valores das medidas obtidas foram registrado através de um sistema computacional móvel do tipo tablet, ao qual a câmara foi conectada.

Figura 3.5 - Câmara de ionização RADCAL ACCU-GOLD modelo 10X6-3CT.



3.4 Protocolos de aquisição

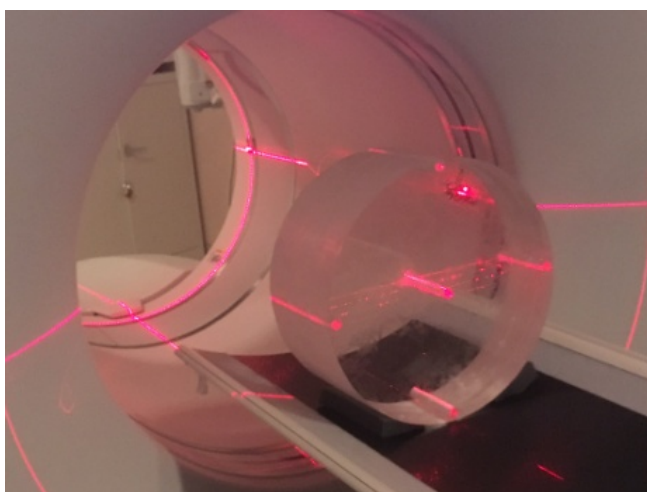
Foram utilizados dois tipos de protocolos de aquisição, sendo um protocolo axial para irradiação da fatia central e protocolo de varredura helicoidal da região central do objeto. O protocolo de irradiação da fatia central foi utilizado para fazer as medições com a câmara lápis e o protocolo de varredura helicoidal foi utilizado para a obtenção dos valores de $CTDI_{vol}$ bem como para avaliação do ruído das imagens geradas.

3.4.1 Irradiação da fatia central

A definição dos protocolos para a irradiação da fatia central foi realizada através do terminal de operação do tomógrafo. As medidas foram registradas com o *gantry* na posição de angulação de 0° , cada um dos objetos simuladores foi posicionado no isocentro do *gantry* e com a mesa estática foram realizados cortes sucessivos da fatia central para o registros dos valores de C_{100} .

O posicionamento de cada objeto simulador, foi realizado com o auxílio dos lasers para centralização. Os lasers foram orientados de modo que o o centro de cada objeto passasse pelo isocentro do gantry. A Fig. 3.6 apresenta a utilização dos lasers para o alinhamento do objeto simulador de tórax adulto (AP) em relação ao inocento do *gantry*.

Figura 3.6 - Uso de lasers para o alinhamento do objeto simulador de tórax (AP).

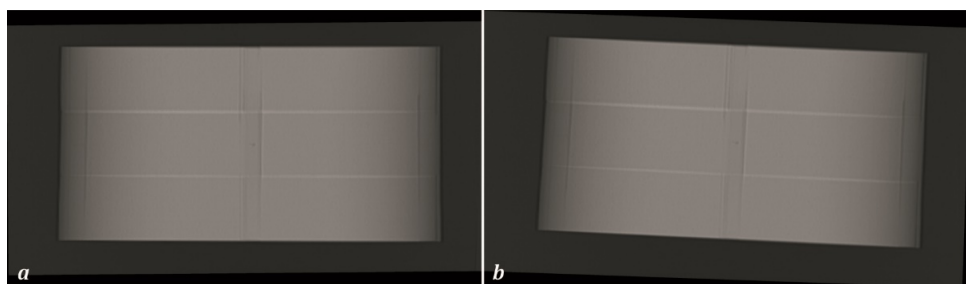


No comando do tomógrafo foram geradas aquisições de dados com o tubo e detectores estacionários para a obtenção de imagens de *scout*, ou topograma.

Nessa imagem foi realizada a programação para irradiação da fatia central, em que se verifica se o alinhamento do objeto simulador em relação ao isocentro do gantry foi realizado corretamente. Caso ocorra a assimetria de posicionamento do objeto, esse deve ser reposicionado, e um novo *scout* deve ser realizado.

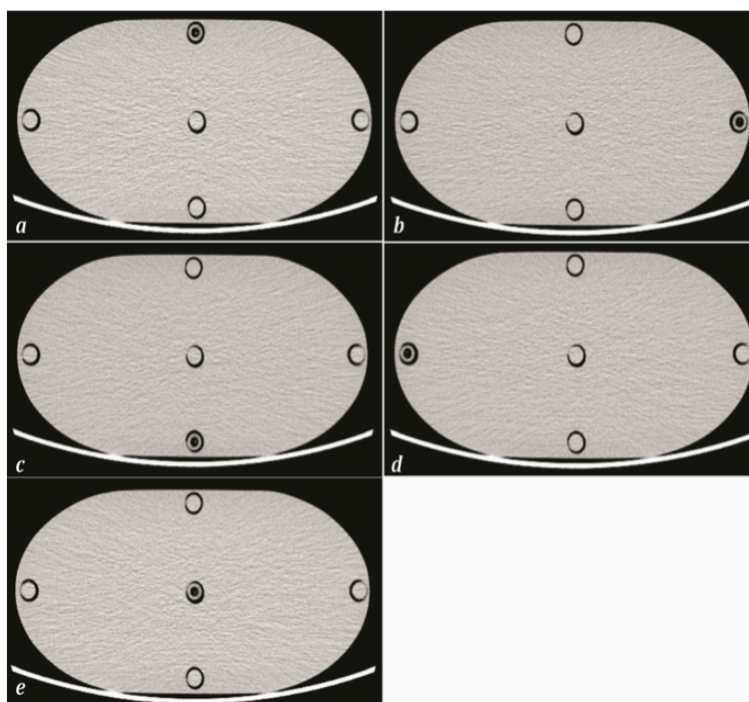
A Fig. 3.7 apresenta imagens do *scout* do objeto simulador de tórax pediátrico P8. Na imagem *a* o P8 está corretamente alinhado e a imagem *b* houve uma inclinação para o lado esquerdo do objeto (lado direito da imagem).

Figura 3.7 - Imagens de *scout* do objeto simulador de tórax P8, alinhado *a* e desalinhado *b*.



A Fig. 3.8 apresenta cinco imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador de tórax pediátrico de 8 anos (P8). Em cada uma das imagens a câmara de ionização está posicionada em uma das cinco aberturas existentes no objeto simulador e as demais aberturas encontram-se preenchidas com tarugos de PMMA fazendo com que o objeto seja um cilindro sólido.

Figura 3.8 - Imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador P8 com o posicionamento da câmara tipo lápis nas posições: 12 em *a*, 3 em *b*, 6 em *c*, 9 em *d* e central em *e*.



A irradiação da fatia central foi realizada nos dois tomógrafos com uma corrente de 200 mA, um tempo de rotação do tubo de 0,5 s, uma carga de 100 mA.s e uma espessura de corte de 10 mm. Os valores de tensão foram utilizados de acordo com a possibilidade de cada aparelho de TC. A tensão de 120 kV foi utilizada durante as irradiações da fatia central no tomógrafo A e B em objetos simuladores adulto e pediátrico . A Tab. 3.3 apresenta os valores de tensão utilizados nas varreduras de cada um dos tomógrafos para os objetos simuladores adultos e pediátricos.

Tabela 3.3 - Valores de tensão para a irradiação da fatia central.

Objetos simuladores	Tensão (kV)	
	TC A	TC B
Adultos	140	135
	120	120
Pediátricos	120	120
	100	100
	80	80

3.4.2 Varredura dos objetos simuladores

Foram realizadas varreduras helicoidais de 10 cm de comprimento na região central dos objetos simuladores. Para a definição de um valor de corrente ajustado foi utilizando o controle automático de corrente, utilizando os diferentes objetos simuladores e os distintos valores de tensão. De modo geral, durante a varredura existe um ajuste da corrente na região inicial de varredura, nas primeiras fatias irradiadas, após esse ajuste a corrente tende a ter variações muito pequenas, uma vez que o objeto tem todas as fatias iguais. A Fig. 3.9 apresenta um *scout* de um objeto simulador P8 com a marcação dos limites de varredura.

Figura 3.9 - *Scout* frontal do objeto simulador P8 com indicação dos limites de varredura.



De posse do valor de corrente ajustado na fatia central, foram feitas varreduras utilizando o valor fixo de corrente e verificando o valor do ruído na imagem da fatia central, que deve ser menor que 1% para objetos homogêneos como os objetos simuladores.

A partir dos testes de varredura houve, quando necessário, outros ajustes do valor da corrente visando à redução do índice de ruído encontrado na imagem da fatia central. A fatia central é frequentemente a mais ruidosa por receber maior quantidade de radiação espalhada.

3.5 Obtenção de valores de índices de dose

Os valores de kerma no ar no PMMA $C_{k,PMMA,100}$, são obtidos pela leitura dos valores registrados no eletrômetro devidamente corrigido pela influência da temperatura e pressão através do fator de calibração da câmara de ionização. Para a obtenção dos valores de dose absorvida no PMMA os valores de kerma devem ser corrigidos por um fator (F_{DK}) definido pelo valor do coeficiente de atenuação de massa do PMMA dividido pelo coeficiente de atenuação de massa do ar.

Os valores de F_{DK} utilizados foram obtidos considerando os dados de coeficientes de atenuação linear para raios X disponíveis na Tabela do NIST. Nessa tabela, existem valores determinados para as energias de 50, 60 e 80 keV. A partir desses valores, foram interpolados os valores para as energias de interesse (*NATIONAL INSTITUTE OF STANDARD AND TECHNOLOGY, 2016*).

Os feixes de raios X utilizados em TC apresentam filtração específica visando diminuir consideravelmente os fótons de energia até 30 keV, visto que a região de trabalho desses equipamentos está entre 80 e 140 kV. Para determinar os valores médios de energia dos feixes de raios X utilizados nos experimentos deste trabalho, foram considerados os espectros determinados por DUAN *et al.* (2001).

A partir das doses obtidas na varredura da fatia central são calculados os valores de $CTDI_{vol}$ fazendo as correções para cada objeto e tensão além da proporcionalidade pela carga (mA.s) e o pitch utilizados na varredura do objeto simulador.

A Tab. 3.4 apresenta os valores de F_{DK} obtidos para a conversão do Kerma no ar medido no PMMA para dose absorvida no PMMA de acordo com a energia média dos feixes utilizados. Todos os valores de conversão são muito próximos de 1, havendo um pequeno aumento para os maiores valores de tensão.

Tabela 3.4 - Fator de conversão de AR-PMMA para tensões variadas.

Tensão (kV)	Energia média (keV)	Coef. de Atenuação linear		Fator de Conversão (F_{DK})
		Ar	PMMA	
80	55	0,1978	0,1999	1,0109
100	65	0,1822	0,1881	1,0324
120	72	0,1747	0,1820	1,0418
135	74	0,1726	0,1803	1,0446
140	75	0,1715	0,1794	1,0461

3.6 Cálculo do ruído na imagem

O ruído da imagem de TC descreve a variação da intensidade, na escala Hounsfield, em uma região uniforme e seu valor é obtido pela relação entre o desvio padrão e a média dos valores de uma região da imagem. Assim, uma região de interesse (ROI) deve ser selecionada na imagem do objeto simulador a partir da qual se obtém um valor médio da intensidade e o seu desvio padrão. Como a escala Hounsfield começa em -1.000 HU o valor da média da medida deve ser acrescentado de 1000, conforme a Eq 3.1 que define o valor percentual do ruído (YU *et al.*, 2009; DALMAZO *et al.*, 2010).

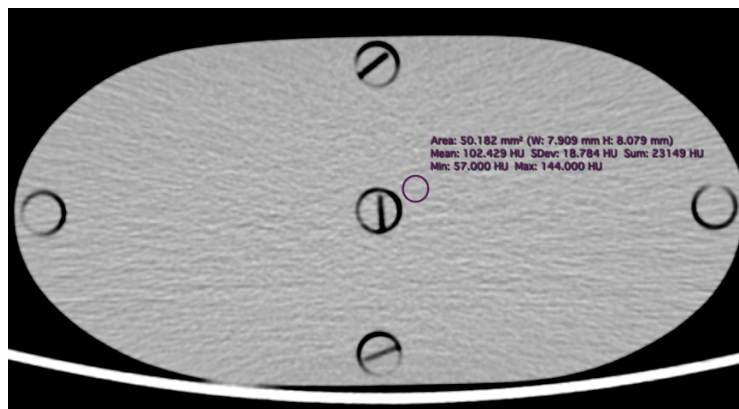
$$R\% = \frac{SD}{\overline{HU} + 1000} \cdot 100 \quad (3.1)$$

Como o objeto simulador é todo homogêneo, pois é todo em PMMA, para a determinação do valor do ruído percentual (R%) foi selecionada uma ROI na região

central da imagem da fatia central, por ser essa a região que apresenta maior exposição à radiação espelhada dentro do objeto.

Utilizando o software de visualização de imagens médicas RadiAnt® foi selecionada a ROI e obtido o valor médio e o desvio padrão. Para manter a qualidade diagnóstica da imagem ficou determinado que o valor do ruído deveria estar abaixo de 1%. A imagem da Fig.3.10 ilustra como foi selecionada a área de ROI para a obtenção dos dados que permitem calcular os valores de ruído.

Figura 3.10 - Imagem de corte axial do objeto simulador P8 com a demarcação da ROI.



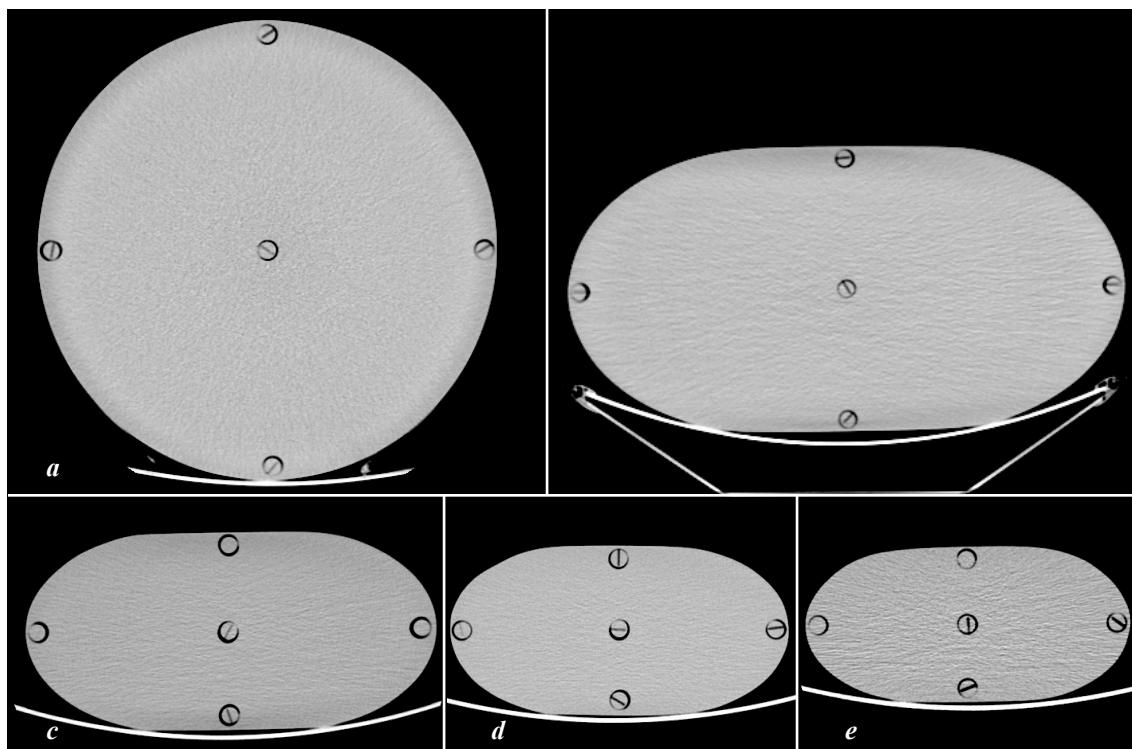
4. Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados relativos ao desenvolvimento e construção dos objetos simuladores de tórax, as medições de kerma no ar e dose absorvida realizadas nas varreduras dos objetos simuladores de tórax e as discussões relativas aos resultados obtidos.

4.1 Protótipos dos objetos simuladores de tórax

Foram construídos em PMMA os dois objetos simuladores de tórax de adulto sendo um cilíndrico e outro oblongo e três objetos tórax pediátrico oblongos, correspondentes a pacientes de 8, 4 e 2 anos, sendo que, a área de corte dos mesmos é semelhante à área de corte do tórax do paciente médio com essas idades. A Fig. 4.1 apresenta uma imagem de corte axial de cada um dos objetos simuladores confeccionados.

Figura 4.1 - Imagens de corte axial da fatia central dos objetos simuladores de tórax. Cilíndrico adulto padrão (AP) em *a*, adulto oblongo (AO) em *b*, 8 anos (P8) em *c*, 4 anos (P4) em *d* e 2 anos (P2) em *e*.



Os objetos simuladores adultos, AP e AO possuem a mesma área de corte, de modo a observar a variação de distribuição da dose quando se tem objetos com a mesma massa e formato diferente. O objeto cilíndrico (AP) é o padrão utilizado para se obter as referências de dose estimadas pelos aparelhos de TC quando fazem varreduras de tórax de qualquer paciente. O objeto oblongo (AO) tem o formato semelhante ao formato de um tórax de paciente.

A opção de construção dos objetos pediátricos P8, P4 e P2 se deve ao fato de apresentarem maiores variações de volumes e para permitir observar a influência da variação de volume no ajuste de otimização dos protocolos de aquisição.

4.2 Medidas de irradiação da fatia central

As medições de $C_{k,PMMA,100}$ foram realizadas para os objetos simuladores nos tomógrafos A e B com a irradiação da fatia central, utilizando o valor fixo de carga de 100 mA.s nas diferentes tensões selecionadas. O protocolo de rotina dos serviços utilizam a tensão de 120 kV para a varredura de tórax. Este valor de tensão foi utilizado para a varredura de todos os objetos simuladores de tórax.

Para os objetos simuladores adultos foi também feita a medição para a tensão superior disponível, 140 kV no tomógrafo A e 135 kV no tomógrafo B. Para os objetos simuladores pediátricos foram utilizadas as tensões inferiores de 100 e 80 kV nos dois tomógrafos.

4.2.1 Medidas de $C_{k,PMMA,100}$ no tomógrafo A

A irradiação da fatia central dos cinco objetos simuladores de tórax foram realizadas utilizando os parâmetros definidos na Tab. 3.3 para as tensões de alimentação de 140, 120, 100 e 80 kV. A partir desses dados foram calculados os valores de kerma no ar no PMMA ponderado (C_w) e os valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$).

Feixe de 140 kV

A irradiação da fatia central com a alimentação do tubo de raios X com 140 kV e 100 mA.s permitiu o registro dos valores de kerma no ar no PMMA e obter o valor de dose absorvida ($CTDI_w$) para os objetos simuladores de tórax adultos AP e AO, apresentados na Tab. 4.1.

Tabela 4.1 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax adulto irradiados em 140 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.

Simulador		Posição					C_w (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
		3	6	9	12	C		
AP	Dose	16,69	15,36	17,27	17,34	8,34	13,89	14,53
	SD	0,01	0,20	0,47	0,24	0,02	0,16	0,17
AO	Dose	13,37	17,48	13,57	21,47	10,13	14,36	15,02
	SD	0,02	0,16	0,09	0,23	0,03	0,09	0,10

Observando os valores médios para as cinco posições, verifica-se que, dentre os valores de kerma no ar no PMMA, o maior valor registrado foi 21,47 mGy na posição 12 do objeto simulador adulto oblongo AO e o menor valor foi de 8,34 mGy na posição central do objeto simulador adulto padrão AP.

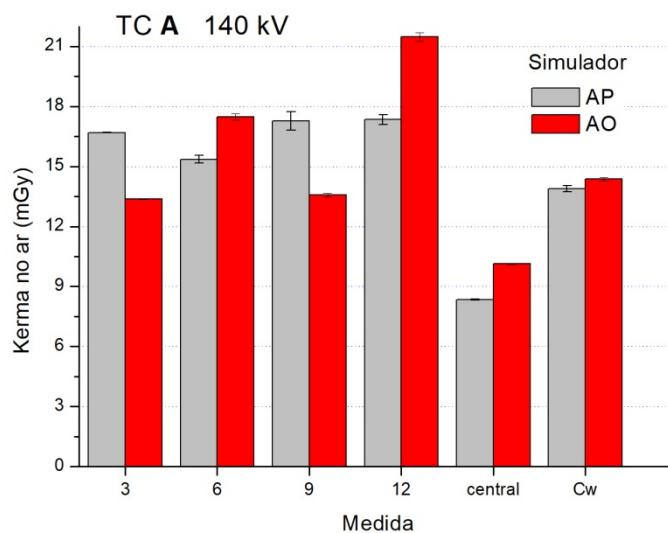
O menor valor ocorre na posição central do objeto simulado AO porque o feixe que atinge o centro do objeto cilíndrico é sempre filtrado pela mesma espessura de PMMA, cerca de 16 cm de filtração e assim existe uma menor deposição de dose para este feixe neste ponto. O maior valor registrado na posição 12 se deve à menor filtração do feixe pelo PMMA quando o tubo encontra-se sob a mesa.

Apesar de ambos objetos terem a mesma área de corte, o $CTDI_w$ indica que o objeto adulto oblongo AO recebeu uma dose cerca de 3,37% maior que o objeto cilíndrico padrão AP.

O desvio padrão para as medidas pontuais variou entre 0,13 e 1,08% para o objeto AO e 0,08 e 2,71% para o objeto AP. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores.

O Graf. 4.1 permite comparar as variações das medidas pontuais entre os dois objetos simuladores. O objeto simulador AO recebeu doses maiores na sua região mais delgada, pontos 6, 12 e central, quando comparado com o objeto simulador cilíndrico AP. Essa característica indica que o paciente recebe maiores doses na região do mediastino desde o osso esterno até a coluna torácica.

Gráfico 4.1 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 140 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.



Feixe de 120 kV

A irradiação da fatia central com a alimentação do tubo de raios X com 120 kV e 100 mA.s permitiu o registro dos valores de kerma no ar no PMMA ($C_{K,PMMA,100}$) e obter o valor de dose absorvida ($CTDI_w$) para os cinco objetos simuladores de tórax: AP, AO, P8, P4 e P2, apresentados na Tab. 4.2.

O valor médio das medidas pontuais de $C_{K,PMMA,100}$ variaram entre 5,76 mGy e 21,23 mGy, sendo que o maior valor registrado ocorreu na posição 12 do objeto simulador P4 e a menor na posição central do objeto simulador cilíndrico AP.

O desvio padrão para as medidas pontuais variou entre 0,30 e 2,84% para o objeto AP, 0,09 e 1,28% para o objeto AO, 0,35 e 1,28% para o objeto P8, 0,29 e 1,37% para o objeto P4 e 1,06 e 1,82% para o objeto P2.

Tabela 4.2 Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico irradiados em 120 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.

Simulador		Posição					C_w (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
		3	6	9	12	C		
AP	Dose	11,96	10,56	11,99	12,58	5,76	9,77	10,18
	SD	0,34	0,03	0,04	0,35	0,03	0,14	0,14
AO	Dose	9,29	12,03	9,40	15,13	6,76	9,90	10,31
	SD	0,03	0,01	0,01	0,19	0,04	0,05	0,06
P8	Dose	13,95	16,92	14,03	19,48	14,22	15,47	16,12
	SD	0,11	0,14	0,05	0,25	0,07	0,11	0,12
P4	Dose	13,62	18,41	13,68	21,23	17,63	17,03	17,74
	SD	0,19	0,05	0,15	0,11	0,10	0,12	0,12
P2	Dose	17,23	19,39	17,47	21,07	17,67	18,42	19,19
	SD	0,23	0,22	0,28	0,22	0,32	0,27	0,28

FDK 1,0418

A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do gantry. No feixe de raios X gerado com 120 kV e 100 mA.s as doses absorvidas ($CTDI_w$) dos dois objetos simuladores adultos apresentaram valores muito próximos, indicando a dependência da distribuição de dose com a energia média do feixe. Neste caso, apesar das doses pontuais apresentarem variações consideráveis devido ao formato do objeto, houve uma compensação quanto ao valor do $CTDI_w$.

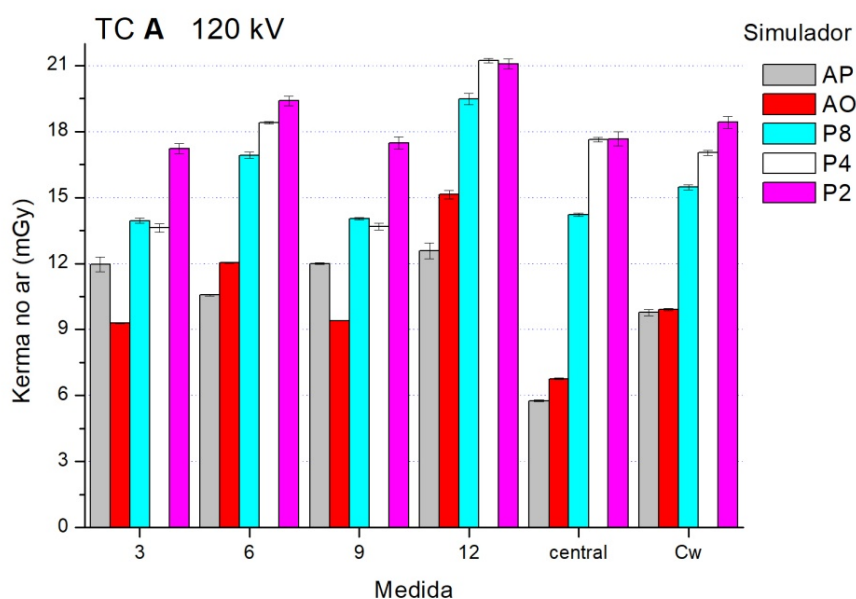
O maior valor de índice de dose ponderada ($CTDI_w$) foi 19,19 mGy e ocorreu no objeto simulador P2 que apresenta a menor área de corte. Essa é uma característica da irradiação em TC, na qual objetos menores tendem a receber doses maiores quando se utiliza um mesmo protocolo de aquisição.

O Graf. 4.2 permite comparar as variações das medidas pontuais entre os cinco objetos simuladores. Nos objetos simuladores pediátricos foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ($C_{k,100}$) que os dois objetos adultos, e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ($CTDI_w$).

Os objetos simuladores oblongos (AO, P8, P4 e P2) tendem a apresentar maiores valores de $C_{k,100}$ na região mais delgada do objeto (pontos 6, 12 e central).

Os objetos simuladores pediátricos apresentaram valores de dose absorvida consideravelmente maiores que os objetos simuladores adultos, em razão da menor área de corte desses objetos.

Gráfico 4.2 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.



Feixe de 100 kV

A irradiação da fatia central com a alimentação do tubo de raios X com 100 kV e carga de 100 mA.s permitiu o registro dos valores de kerma no ar no PMMA ($C_{K,PMMA,100}$) e obter o valor de dose absorvida ($CTDI_w$) para os três objetos simuladores de tórax pediátricos: P8, P4 e P2, apresentados na Tab. 4.3.

O valor médio das medidas pontuais de $C_{K,PMMA,100}$ variaram entre 7,26 e 14,21 mGy, sendo que o maior valor registrado ocorreu na posição 12 do objeto simulador P4 e a menor na posição 3 do objeto simulador P8.

O desvio padrão para as medidas pontuais variou entre 0,38 e 1,69% para o objeto P8, 0,60 e 1,15% para o objeto P4 e 0,12 e 1,37% para o objeto P2. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores em relação ao isocentro do gantry.

Tabela 4.3 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados em 100 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.

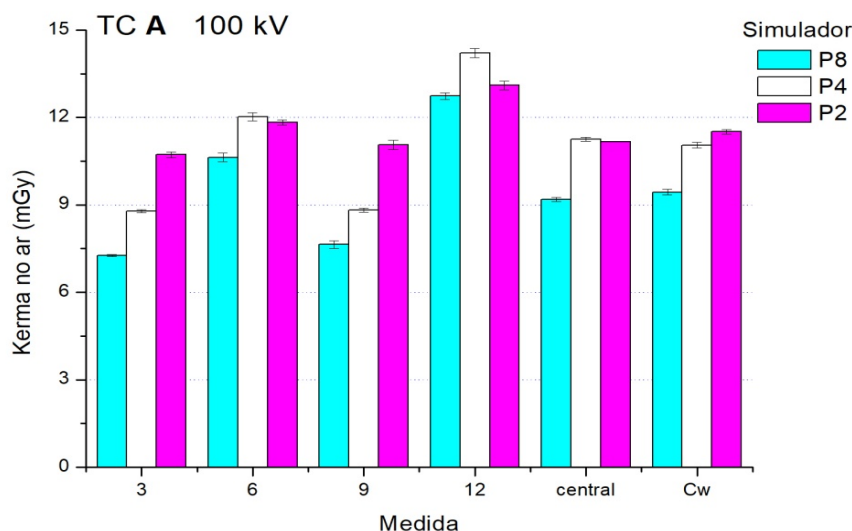
Simulador		Posição					C_w (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
		3	6	9	12	C		
P8	Dose	7,26	10,63	7,64	12,73	9,19	9,44	9,74
	SD	0,03	0,15	0,13	0,11	0,07	0,09	0,10
P4	Dose	8,78	12,02	8,82	14,21	11,25	11,05	11,41
	SD	0,05	0,14	0,07	0,16	0,07	0,09	0,10
P2	Dose	10,72	11,83	11,06	13,10	11,17	11,51	11,88
	SD	0,09	0,09	0,15	0,15	0,01	0,08	0,09

FDK 1,0324

O maior valor de dose absorvida ($CTDI_w$) foi 11,88 mGy e ocorreu no objeto simulador P2 que apresenta a menor área de corte dentre os objetos simuladores pediátricos.

O Graf. 4.3 permite comparar as variações das medidas pontuais entre os cinco pontos de medida dos objetos simuladores pediátricos. O objeto simulador P4 apresentou as maiores medidas pontuais para os pontos 6, 12 e central. No entanto, ao considerar-se o valor ponderado C_w o objeto de menor área de corte P2 registrou o maior valor, 4,12% maior que o objeto P4. Esse comportamento de distribuição de dose indica a variação na distribuição quando se varia a energia média do feixe de raios X.

Gráfico 4.3 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.



Feixe de 80 kV

A irradiação da fatia central com a alimentação do tubo de raios X com 80 kV e 100 mA.s permitiu o registro dos valores de kerma no ar no PMMA ($C_{K,PMMA,100}$) e obter o valor de dose absorvida ($CTDI_w$) para os três objetos simuladores de tórax pediátrico P8, P4 e P2, apresentados na Tab. 4.4.

Tabela 4.4 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados em 80 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.

Simulador		Posição					C_w (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
		3	6	9	12	C		
P8	Dose	3,94	5,81	4,09	6,54	4,80	4,99	5,05
	SD	0,01	0,07	0,01	0,13	0,05	0,05	0,05
P4	Dose	4,79	6,63	4,88	8,09	5,96	6,05	6,12
	SD	0,02	0,09	0,12	0,14	0,07	0,08	0,09
P2	Dose	5,74	6,26	5,78	7,32	5,69	6,08	6,15
	SD	0,03	0,07	0,09	0,09	0,04	0,06	0,06

FDK 1,0109

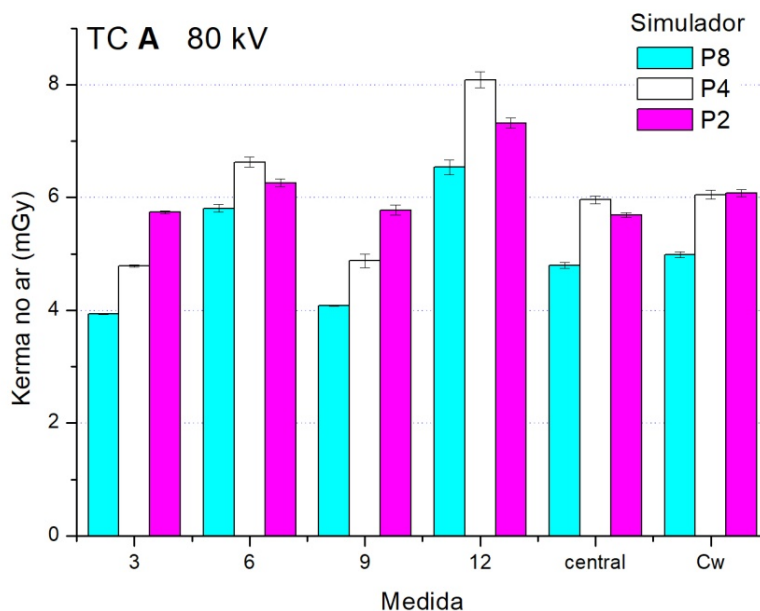
O valor médio das medidas pontuais de $C_{K,PMMA,100}$ variaram entre 3,94 mGy e 8,09 mGy, sendo que o maior valor registrado ocorreu na posição 12 do objeto simulador P4 e a menor na posição 3 do objeto simulador P8.

O desvio padrão para as medidas pontuais variou entre 0,25 e 2,02% para o objeto P8, 0,35 e 2,46% para o objeto P4 e 0,26 e 0,92% para o objeto P2. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores no isocentro do gantry. O maior valor de índice de dose ponderada ($CTDI_w$) foi 6,15 mGy e ocorreu no objeto simulador P2.

O Graf. 4.4 permite comparar as variações das medidas pontuais entre os pontos de medida dos objetos simuladores pediátricos. O objeto simulador P4 apresentou as maiores medidas pontuais para os pontos 6, 12 e central. No entanto, ao considerar-se o valor ponderado C_w o objeto simulador P2 apresentou um valor praticamente igual ao do objeto P4, diferentemente do que ocorreu com

os feixes de 100 e 120 kV. Os valores intrínsecos estão atrelados as diferenças tecnológicas.

Gráfico 4.4 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados em 80 kV e 100 mA.s no tomógrafo A.



Como pode ser verificado através dos dados obtidos para a irradiação da fatia central no tomógrafo A, na qual todos os objetos foram irradiados com o mesmo valor de carga de 100 mA.s, a dose absorvida tende a ser maior em menores volumes e tende a ser menor em valores menores de tensão de alimentação do tubo, quando se tem os demais parâmetros de aquisição iguais.

4.2.2 Medidas de $C_{k,PMMA,100}$ no tomógrafo B

A irradiação da fatia central dos cinco objetos simuladores de tórax foram realizadas utilizando os parâmetros definidos na Tab. 3.4 para as tensões de alimentação de 135, 120, 100 e 80 kV. Foram obtidos cinco valores de $C_{k,PMMA,100}$ para cada uma das cinco posições de medição e foi determinado o valor médio e o desvio padrão de cada medida. A partir desses dados foram calculados os valores de kerma no ar no PMMA ponderado (C_w) e os valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$).

Feixe de 135 kV

A irradiação da fatia central com a alimentação do tubo de raios X com 135 kV e 100 mA.s permitiu o registro dos valores de kerma no ar no PMMA e obter o valor de dose absorvida ($CTDI_w$) para os objetos simuladores de tórax adultos AP e AO, apresentados na Tab. 4.5.

Tabela 4.5 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax adulto irradiados em 135 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.

Simulador		Posição					C_w (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
		3	6	9	12	C		
AP	Dose	10,72	9,25	10,43	10,97	5,75	8,81	9,20
	SD	0,49	0,01	0,02	0,27	0,01	0,14	0,14
AO	Dose	8,12	11,64	8,09	13,33	7,15	9,24	9,66
	SD	0,16	0,20	0,09	0,35	0,19	0,20	0,21

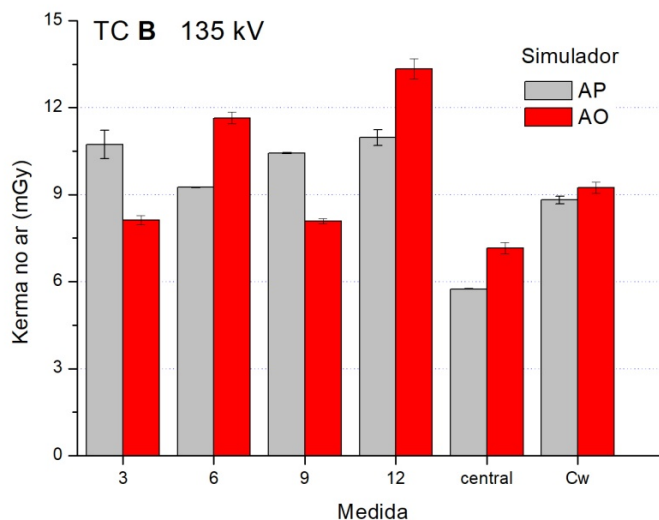
FDK 1,0446

Observando os valores médios registrados nas cinco posições, verifica-se que, dentre os valores de kerma no ar no PMMA, o maior valor registrado foi 13,33 mGy na posição 12 do objeto simulador adulto oblongo AO e o menor valor foi de 5,75 mGy na posição central do objeto simulador adulto padrão AP.

O desvio padrão para as medidas pontuais variou entre 0,13 e 4,59% para o objeto AO e entre 1,10 e 2,70% para o objeto AP. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores no isocentro do gantry.

O Graf. 4.5 permite verificar que o objeto simulador AO recebeu doses maiores que o objeto simulador AP na sua região mais delgada, pontos 6, 12 e central. Essa característica indica que o paciente recebe maiores doses na região do mediastino desde o osso esterno até a coluna torácica. Considerando o valor ponderado C_w o objeto simulador AO teve um valor de kerma no ar 5% maior que o objeto AP.

Gráfico 4.5 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 135 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.



Feixe de 120 kV

A irradiação da fatia central com a alimentação do tubo de raios X com 120 kV e 100 mA.s permitiu o registro dos valores de kerma no ar no PMMA ($C_{K,PMMA,100}$) e obter o valor de dose absorvida ($CTDI_w$) para os cinco objetos simuladores de tórax: AP, AO, P8, P4 e P2, apresentados na Tab. 4.6.

Tabela 4.6 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátricos irradiados em 120 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.

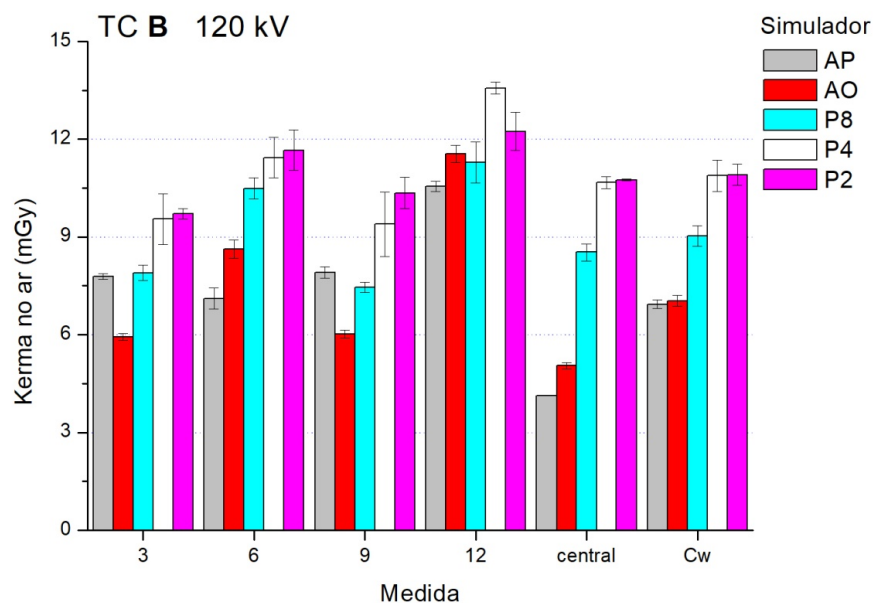
Simulador		Posição					C_w (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
		3	6	9	12	C		
AP	Dose	7,79	7,11	7,91	10,55	4,14	6,94	7,23
	SD	0,09	0,32	0,18	0,16	0,01	0,13	0,13
AO	Dose	5,93	8,63	6,02	11,55	5,05	7,04	7,33
	SD	0,10	0,28	0,13	0,26	0,10	0,16	0,17
P8	Dose	7,90	10,49	7,45	11,28	8,53	9,03	9,41
	SD	0,24	0,33	0,16	0,63	0,26	0,31	0,32
P4	Dose	9,55	11,43	9,39	13,57	10,67	10,88	11,33
	SD	0,78	0,62	0,98	0,18	0,18	0,48	0,50
P2	Dose	9,71	11,66	10,35	12,24	10,75	10,91	11,37
	SD	0,16	0,62	0,49	0,58	0,03	0,32	0,33

O valor médio das medidas pontuais de $C_{K,PMMA,100}$ variaram entre 4,14 mGy e 13,57 mGy sendo que o maior valor registrado ocorreu na posição 12 do objeto simulador P4 e a menor na posição central do objeto simulador cilíndrico AP.

O desvio padrão para as medidas pontuais variou entre 0,25 e 4,56% para o objeto AP, 1,64 e 3,20% para o objeto AO, 2,19 e 5,55% para o objeto P8, 1,29 e 10,43% para o objeto P4 e 0,28 e 5,31% para o objeto P2. A similaridade dos valores medidos entre os pontos 3 e 9 indica o correto posicionamento dos objetos simuladores no isocentro do gantry, a exceção do objeto simulador P2 que ficou deslocado para a direita no momento da irradiação.

O Graf. 4.6 permite comparar os valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV e 100 mA.s.

Gráfico 4.6 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.



Nos objetos simuladores pediátricos foram registrados maiores valores em todas as medidas pontuais ($C_{k,100}$) que nos dois objetos adultos, e conseqüentemente, apresentaram maiores valores de dose absorvida ($CTDI_w$). Os objetos simuladores oblongos (AO, P8, P4 e P2) tendem a apresentar maiores valores de $C_{k,100}$ na região mais delgada do objeto (pontos 6, 12 e central).

Os objetos simuladores pediátricos apresentaram valores de dose absorvida consideravelmente maiores que os objetos simuladores adultos, em razão da menor área de corte desses objetos.

Feixe de 100 kV

A irradiação da fatia central com a alimentação do tubo de raios X com 100 kV e 100 mA.s permitiu o registro dos valores de kerma no ar no PMMA ($C_{K,PMMA,100}$) e obter o valor de dose absorvida ($CTDI_w$) para os três objetos simuladores de tórax pediátricos: P8, P4 e P2, apresentados na Tab. 4.7.

Tabela 4.7 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados em 100 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.

Simulador		Posição					C_w (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
		3	6	9	12	C		
P8	Dose	4,70	5,78	4,50	7,44	5,04	5,42	5,59
	SD	0,12	0,04	0,11	0,29	0,14	0,14	0,15
P4	Dose	5,32	7,24	5,40	8,61	6,64	6,64	6,86
	SD	0,06	0,37	0,15	0,35	0,12	0,20	0,20
P2	Dose	5,99	6,89	5,61	8,53	6,66	6,72	6,94
	SD	0,12	0,08	0,14	0,15	0,16	0,14	0,14

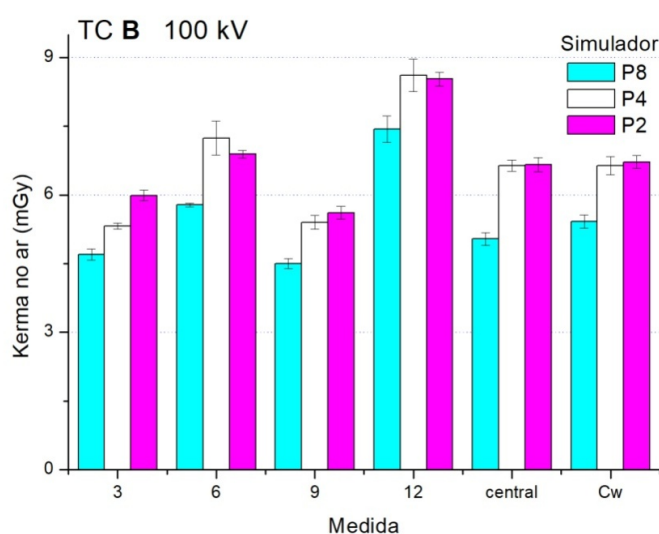
F_{DK} 1,0324

O valor médio das medidas pontuais de $C_{K,PMMA,100}$ variaram entre 4,50 e 8,61 mGy, sendo que o maior valor registrado ocorreu na posição 12 do objeto simulador P4 e a menor na posição 9 do objeto simulador P8.

O desvio padrão para as medidas pontuais variou entre 0,71 e 3,9% para o objeto P8, 1,15 e 5,08% para o objeto P4 e 1,21 e 2,48% para o objeto P2. Os valores registrados entre os pontos 3 e 9 indica que houve um pequeno deslocamento para a esquerda em relação ao isocentro do gantry para os objetos simuladores P8 e P2. O maior valor de índice de dose ponderada ($CTDI_w$) foi 6,94 mGy e ocorreu no objeto simulador P2.

O Graf. 4.7 permite comparar os valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e 100 mA.s. O objeto simulador P4 apresentou as maiores medidas pontuais para os pontos 6, 12 e central. No entanto, ao considerar-se o valor ponderado C_w o objeto de menor área de corte P2 registrou o maior valor, 1,2% maior que o objeto P4. Esse comportamento de distribuição de dose indica a variação na distribuição quando se varia a energia média do feixe de raios X.

Gráfico 4.7 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.



Feixe de 80 kV

A irradiação da fatia central com a alimentação do tubo de raios X com 80 kV e 100 mA.s permitiu o registro dos valores de kerma no ar no PMMA ($C_{K,PMMA,100}$) e obter o valor de dose absorvida ($CTDI_w$) para os três objetos simuladores de tórax pediátricos: P8, P4 e P2, apresentados na Tab. 4.8.

O valor médio das medidas pontuais de $C_{K,PMMA,100}$ variaram entre 2,44 mGy e 4,26 mGy, sendo que o maior valor registrado ocorreu na posição 12 do objeto simulador P2 e a menor na posição 3 do objeto simulador P8.

O desvio padrão para as medidas pontuais variou entre 2,11 e 6,31% para o objeto P8, 0,85 e 2,43% para o objeto P4 e 1,90 e 4,99% para o objeto P2. Os valores registrados entre os pontos 3 e 9 indica que houve um pequeno deslocamento para a esquerda em relação ao isocentro do gantry para o objeto

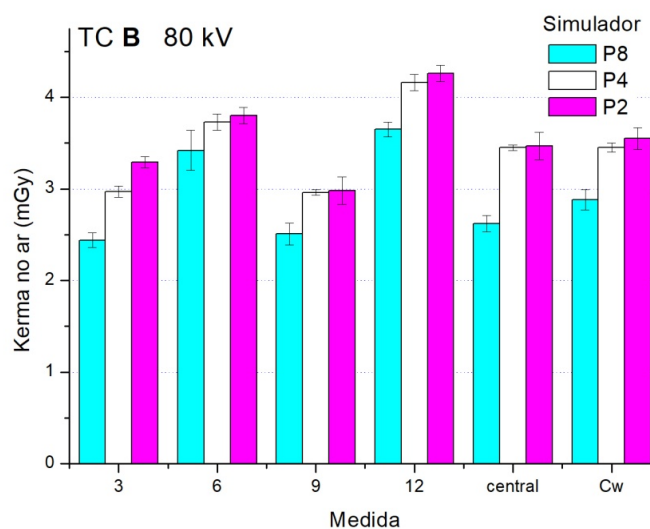
simulador P2. O maior valor de índice de dose ponderada ($CTDI_w$) foi 3,58 mGy e ocorreu no objeto simulador P2.

Tabela 4.8 - Valores de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) e kerma no ar no PMMA, pontual ($C_{k,100}$) e ponderado (C_w), em mGy para os objetos simuladores de tórax pediátrico irradiados em 80 kV e 100 mA.s no tomógrafo B.

Simulador		Posição					C_w (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
		3	6	9	12	C		
P8	Dose	2,44	3,42	2,51	3,65	2,62	2,88	2,91
	SD	0,08	0,22	0,12	0,08	0,09	0,11	0,11
P4	Dose	2,97	3,73	2,96	4,16	3,45	3,45	3,49
	SD	0,06	0,09	0,03	0,09	0,03	0,05	0,06
P2	Dose	3,29	3,80	2,98	4,26	3,47	3,55	3,58
	SD	0,06	0,09	0,15	0,09	0,15	0,12	0,12

F_{DK} 1,0109

Gráfico 4.8 - Valores pontuais e ponderado (C_w) de kerma no ar para os objetos simuladores de tórax pediátrico



A Graf. 4.8 permite comparar as variações das medidas pontuais entre os pontos de medida dos objetos simuladores pediátricos. O objeto simulador P2 apresentou as medidas pontuais ligeiramente maiores que o objeto simulador P4 e conseqüentemente foi o objeto que apresentou o maior valor de kerma no ar ponderado, cerca de 2,9% maior que o objeto simulador P4.

Como pode ser verificado através dos dados obtidos para a irradiação da fatia central no tomógrafo B, na qual todos os objetos foram irradiados com o mesmo valor de carga de 100 mA.s, a dose absorvida tende a ser maior em menores volumes e tende a ser menor em valores menores de tensão de alimentação do tubo, quando se tem os demais parâmetros de aquisição iguais. O tomógrafo B apresentou resultados semelhantes aos encontrados no tomógrafo A para o comportamento da variação de dose com relação à variação de tensão e de volume do objeto irradiado.

4.3 Medidas de $CTDI_{vol}$ para as varreduras

A partir dos valores obtidos de $CTDI_w$ para um carga de 100 mA.s e dos testes de varredura helicoidais realizados, foram encontrados os valores de $CTDI_{vol}$ para cada varredura de cada objeto simulador utilizando a Eq. 2.4. Assim, foi feito o ajuste de proporcionalidade da carga para obter-se o $CTDI_w$ de cada varredura e a correção gerada pelo valor do *pitch*.

Os protocolos de varredura propostos para otimização do processo de aquisição de imagem partiram dos protocolos de rotina para a varredura de tórax dos dois serviços diagnósticos. O *pitch* utilizado foi de 1,375 para o tomógrafo A e 1,388 para o tomógrafo B, o tempo de rotação do tubo foi de 0,5 s para objetos simuladores oblongo pediátrico e 1s para os objetos simuladores adulto padrão e oblongo e a espessura de reconstrução da imagem foi de 5 mm para os dois tomógrafos, ambos com um feixe de 40 mm.

O $CTDI_{vol}$ é o índice que representa a dose absorvida média recebida em uma varredura de TC e este índice é utilizado nos processos de controle de qualidade e otimização de protocolos de aquisição de imagens.

Varreduras da região central dos cinco objetos simuladores de tórax foram realizadas no tomógrafos A e B e os protocolos que foram considerados os melhores foram selecionados

4.3.1 Valores de $CTDI_{vol}$ no tomógrafo A

Varreduras helicoidais da região central de 10 cm dos 5 objetos simuladores de tórax foram realizadas de modo a determinar valores otimizados de corrente elétrica para a tensão de alimentação de 120 kV. Varreduras utilizando a tensão de alimentação de 140 kV foram realizadas nos dois objetos simuladores adultos e de 100 e 80 kV nos três objetos simuladores pediátricos. A partir do valor da corrente otimizada para cada varredura foi obtido o novo valor de carga (mA.s), para valores de carga muito altos foi utilizado o tempo de rotação do tubo de raios X de 1 s e as demais varreduras foram feitas com o tempo de 0,5 s. A partir do valor de mA.s encontrado foi ajustado o valor de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) obtido para uma carga de 100 mA.s na seção 4.2. Com o novo valor de $CTDI_w$ e do pitch usado nas varreduras foram obtidos os valores de $CTDI_{vol}$.

Feixe de 140 kV

As varreduras com a tensão de alimentação do tubo de 140 kV foram realizadas nos objetos simuladores de tórax adultos AP e AO. A Tab. 4.9 apresenta os valores de $CTDI_{vol}$ otimizados para esses dois objetos simuladores.

O valor de carga de 320 mA.s foi igual para os os dois objetos simuladores adultos. No entanto, houve maior deposição de dose no objeto simulador adulto oblongo AO. Indicando a influência do formato do objeto irradiado na característica de deposição de dose.

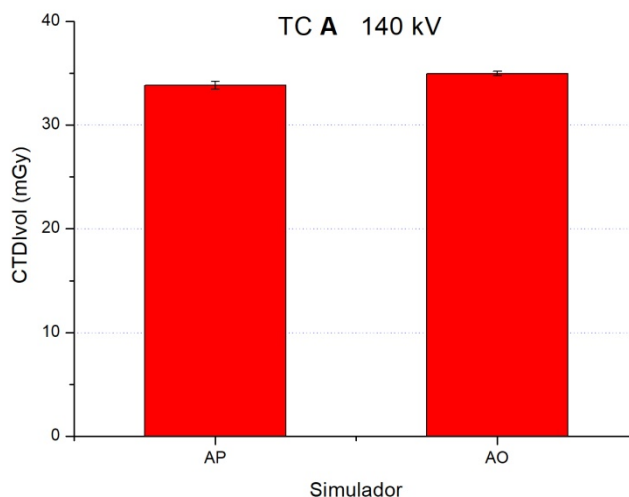
Tabela 4.9 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax adulto em 140 kV no tomógrafo A.

Simulador	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_w$ (mGy)		$CTDI_{vol}$ (mGy)	
				média	SD	média	SD
AP	320*	320	1,375	46,50	0,53	33,82	0,39
AO	320*	320	1,375	48,07	0,30	34,96	0,22

Tempo do tubo 1 s

O Gráf. 4.9 apresenta o gráfico de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 140 kV no tomógrafo A. O objeto simulador oblongo AO teve um valor de dose ($CTDI_{vol}$) 3,4% maior.

Gráfico 4.9 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 140 kV no tomógrafo A.



Feixe de 120 kV

As varreduras com a tensão de alimentação do tubo de 120 kV foram realizadas nos cinco objetos simuladores de tórax AP, AO, P8, P4 e P2. A Tab. 4.10 apresenta os valores de $CTDI_{vol}$ otimizados para esses cinco objetos simuladores.

Tabela 4.10 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax em 120 kV no tomógrafo A.

Simulador	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_w$ (mGy)		$CTDI_{vol}$ (mGy)	
				média	SD	média	SD
AP	400*	400	1,375	40,70	0,57	29,60	0,41
AO	460*	460	1,375	47,43	0,26	34,49	0,19
P8	260	130	1,375	20,95	0,15	15,24	0,11
P4	140	70	1,375	12,42	0,08	9,03	0,06
P2	120	60	1,375	11,51	0,17	8,37	0,12

Tempo do tubo 1 s

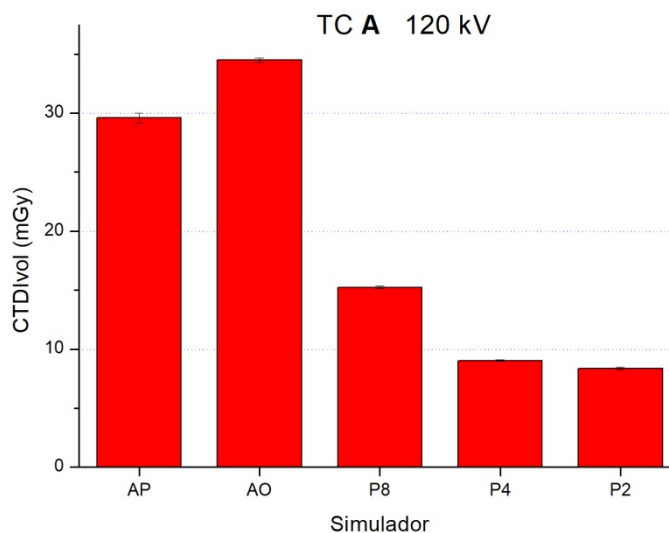
O ajuste do valor da corrente elétrica gerou uma diminuição considerável das doses nos objetos simuladores pediátricos, pois quanto menor a seção de corte do objeto simulador menor pode ser o valor da corrente mantendo a qualidade diagnóstica da imagem. Assim, o objeto simulador adulto AO recebeu a maior dose absorvida ($CTDI_{vol}$) de 34,49 mGy e o objeto pediátrico P2 o menor 8,37 mGy.

Caso fosse utilizado o protocolo de aquisição do objeto simulador adulto padrão AP para os demais objetos simuladores, a dose absorvida pelo objeto AO reduziria em 14,18%, no entanto, as imagens geradas seriam mais ruidosas, ruído maior que 1%, o que poderia prejudicar a qualidade diagnóstica da imagem. Como a dose é proporcional à carga, o uso do protocolo de adulto AP promoveria um aumento na dose de 80,38% no objeto P8, de 227,80% no objeto P4 e de 253,64% no objeto P2.

A qualidade diagnóstica das imagens dos objetos pediátricos não seria afetada visto que, o aumento da dose implica em uma redução no ruído das imagens geradas.

O Gráf. 4.10 apresenta os valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV no tomógrafo A. Os objetos simuladores pediátricos receberam doses muito menores que os objetos simuladores adultos com o uso de protocolos individualizados, invertendo o comportamento existente com o uso de protocolo universal para todos os pacientes.

Gráfico 4.10 Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV e carga variável no tomógrafo A.



Feixe de 100 kV

As varreduras com a tensão de alimentação do tubo de 100 kV foram realizadas nos três objetos simuladores de tórax pediátricos P8, P4 e P2. A Tab. 4.11 apresenta os valores de $CTDI_{vol}$ otimizados para esses três objetos simuladores.

Tabela 4.11 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax pediátrico em 100 kV no tomógrafo A.

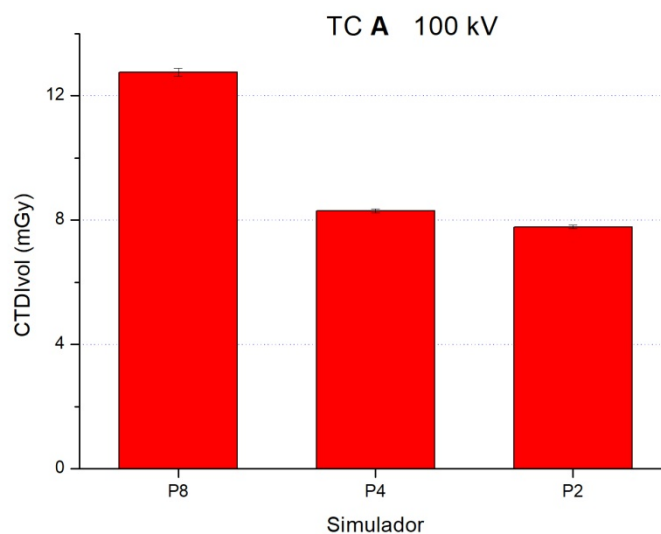
Simulador	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_w$ (mGy)		$CTDI_{vol}$ (mGy)	
				média	SD	média	SD
P8	360	180	1,375	17,54	0,17	12,76	0,13
P4	200	100	1,375	11,41	0,10	8,30	0,07
P2	180	90	1,375	10,69	0,08	7,78	0,06

O uso de um valor menor de tensão implica em um feixe menos penetrante que pode ser utilizado em estruturas de menor seção de corte. Para compensar essa menor penetração do feixe o valor da corrente deve ser aumentado, razão pela qual o feixe de 100 kV utiliza valores de carga maiores que o feixe de 120 kV. Esse ajuste no valor da corrente do valor da corrente elétrica gerou uma dose absorvida de 12,76 mGy no objeto P8, a maior dose absorvida ($CTDI_{vol}$) e a menor de 7,78 mGy no objeto pediátrico P2.

Para os três objetos pediátricos avaliados o uso do feixe de 100 kV seria mais vantajoso que o uso do feixe de 120 kV, pois a deposição de dose nesses objetos é menor, para um mesmo nível de ruído (menor que 1%).

O Gráf. 4.11 permite comparar os valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e carga variável no tomógrafo A. Os objetos simuladores pediátricos receberam doses muito menores com o uso de protocolos individualizados, invertendo o comportamento existente com o uso de protocolo único para todos os pacientes.

Gráfico 4.11 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e carga variável no tomógrafo A.



Feixe de 80 kV

As varreduras com a tensão de alimentação do tubo de 80 kV foram realizadas nos três objetos simuladores de tórax pediátricos P8, P4 e P2. A Tab. 4.12 apresenta os valores de $CTDI_{vol}$ otimizado para esses três objetos simuladores.

Tabela 4.12 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax pediátrico em 80 kV no tomógrafo A.

Simulador	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_w$ (mGy)		$CTDI_{vol}$ (mGy)	
				média	SD	média	SD
P8	360*	360	1,375	18,17	0,19	13,22	0,14
P4	380	190	1,375	11,62	0,16	8,45	0,12
P2	340	170	1,375	10,45	0,10	7,60	0,07

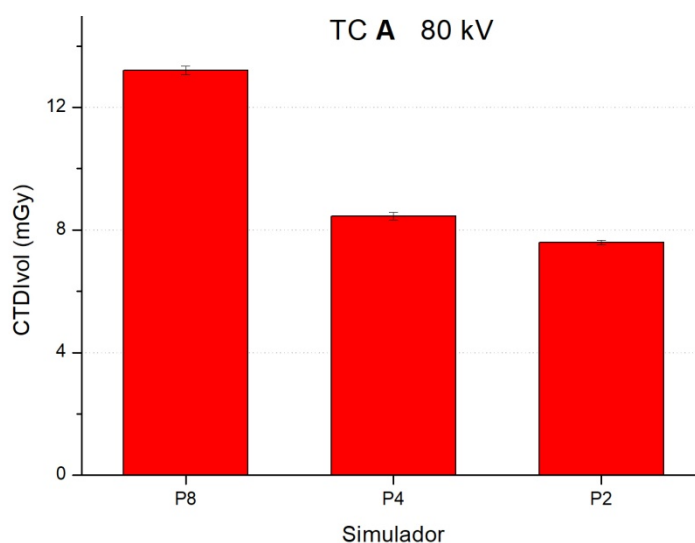
Tempo do tubo 1 s

Para compensar menor tensão do feixe o valor da corrente aumentou consideravelmente em relação ao feixe de 100 kV. Esse ajuste no valor da corrente do valor da corrente elétrica gerou uma dose absorvida de 13,22 mGy no objeto P8, a maior dose absorvida ($CTDI_{vol}$) e a menor de 7,60 mGy no objeto pediátrico P2.

Para os três objetos pediátricos avaliados o uso do feixe de 80 kV seria mais vantajoso para o objeto P2. Os demais objetos pediátricos tiveram menores valores de $CTDI_{vol}$ no feixe de 100 kV.

Gráf. 4.12 permite comparar os valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 80 kV e carga variável no tomógrafo A. Os objetos simuladores pediátricos receberam doses muito menores com o uso de protocolos individualizados, invertendo o comportamento existente com o uso de protocolo único para todos os pacientes.

Gráfico 4.12 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 80 kV e carga variável no tomógrafo A.



4.3.2 Valores de $CTDI_{vol}$ no tomógrafo B

Varreduras helicoidais da região central de 10 cm dos 5 objetos simuladores de tórax foram realizadas de modo a determinar valores otimizados de corrente elétrica para a tensão de alimentação de 120 kV. Varreduras utilizando a tensão de alimentação de 135 kV foram realizadas nos dois objetos simuladores adultos e de 100 e 80 kV nos três objetos simuladores pediátricos. A partir do valor da corrente otimizada para cada varredura foi obtido o novo valor de carga (mA.s) e ajustado o valor de índice de dose ponderado ($CTDI_w$) obtido para uma carga de 100 mA.s na seção 4.2. Com o novo valor de $CTDI_w$ e do pitch usado nas varreduras foram obtidos os valores de $CTDI_{vol}$.

Feixe de 135 kV

As varreduras com a tensão de alimentação do tubo de 135 kV foram realizadas nos objetos simuladores de tórax adultos AP e AO. A Tab. 4.13 apresenta os valores de $CTDI_{vol}$ otimizado para esses dois objetos simuladores.

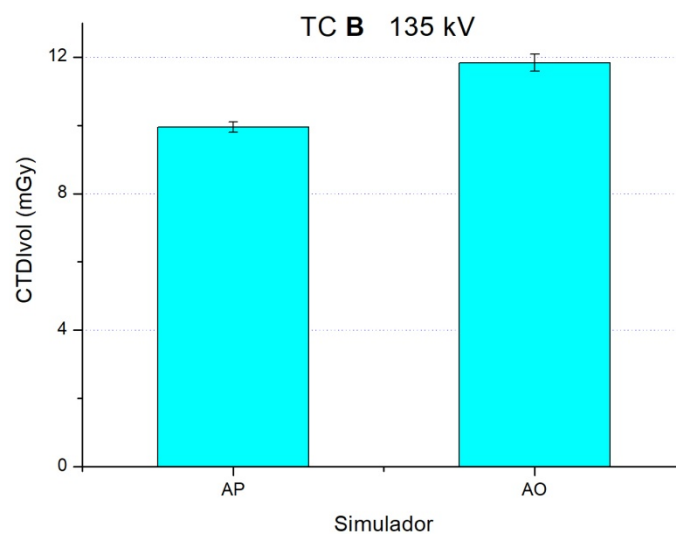
Tabela 4.13 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax adulto em 135 kV no tomógrafo B.

Simulador	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_w$ (mGy)		$CTDI_{vol}$ (mGy)	
				média	SD	média	SD
AP	300	150	1,388	13,81	0,21	9,95	0,15
AO	340	170	1,388	16,42	0,35	11,83	0,25

Para manter o nível de ruído abaixo de 1% na região central da fatia central, o valor de carga utilizado foi maior no objeto simulador adulto AO, resultando em um maior valor de $CTDI_{vol}$. Apesar de terem a mesma seção de corte o formato oblongo do objeto simulador resultou em deposição de dose maior.

O Gráf. 4.13 permite comparar os valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 135 kV no tomógrafo B. O objeto simulador oblongo AO teve um valor de dose ($CTDI_{vol}$) 18,9% maior que o objeto cilíndrico AP.

Gráfico 4.13 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto, irradiados em 135 kV e carga variável no tomógrafo B.



Feixe de 120 kV

As varreduras com a tensão de alimentação do tubo de 120 kV foram realizadas nos cinco objetos simuladores de tórax AP, AO, P8, P4 e P2. A Tab. 4.14 apresenta os valores de $CTDI_{vol}$ usando os protocolos individuais otimizados para esses cinco objetos simuladores.

Tabela 4.14 - Valores de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax em 120 kV no tomógrafo B.

Simulador	Corrente (mA)	Carga (mAs)	Pitch	$CTDI_w$ (mGy)		$CTDI_{vol}$ (mGy)	
				média	SD	média	SD
AP	400	200	1,388	14,46	0,27	10,42	0,19
AO	380	190	1,388	13,93	0,32	10,04	0,23
P8	120	60	1,388	5,64	0,19	4,07	0,14
P4	100	50	1,388	5,67	0,25	4,08	0,18
P2	100	50	1,388	5,68	0,17	4,09	0,12

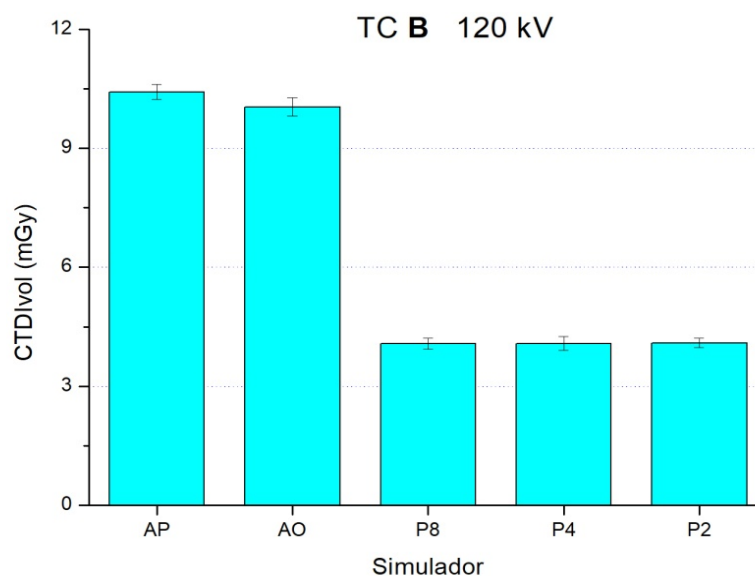
O objeto simulador adulto AP utilizou o maior valor de corrente 400 mA e recebeu a maior dose absorvida ($CTDI_{vol}$) de 10,42 mGy e o objeto pediátrico P2 a menor 4,09 mGy. Os menores valores de corrente definidos para os objetos simuladores pediátricos diminuíram consideravelmente a dose nessas varreduras. Para as condições de varreduras encontradas o valor da dose absorvida no três objetos pediátricos foi praticamente o mesmo.

Caso fosse utilizado o protocolo de aquisição do objeto simulador adulto padrão AP para os demais objetos simuladores, a dose absorvida pelo objeto AO seria 3,79% maior, pois a dose absorvida é proporcional à carga. O uso do protocolo de adulto AP promoveria um aumento na dose de 156,02% no objeto P8, de 155,4% no objeto P4 e de 154,77% no objeto P2.

O Gráf. 4.14 permite comparar os valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os cinco objetos simuladores de tórax, irradiados em 120 kV no tomógrafo B. O objeto simulador oblongo AO teve um valor de dose ($CTDI_{vol}$) 3,64% menor que o objeto cilíndrico AP. O uso de protocolos individualizados fez com que os objetos

simuladores pediátricos tivessem praticamente o mesmo valor de dose absorvida ($CTDI_{vol}$).

Gráfico 4.14 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, irradiados em 120 kV e carga variável no tomógrafo B.



Feixe de 100 kV

As varreduras com a tensão de alimentação do tubo de 100 kV foram realizadas nos três objetos simuladores de tórax pediátricos P8, P4 e P2. A Tab. 4.15 apresenta os valores de $CTDI_{vol}$ otimizado para esses três objetos simuladores, que receberam doses entre 3 e 3,63 mGy.

Tabela 4.15 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax pediátrico em 100 kV no tomógrafo B.

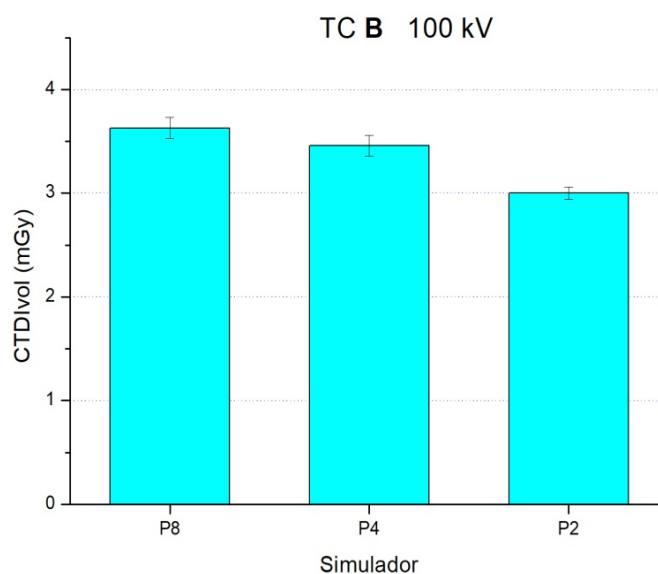
Simulador	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_w$ (mGy)		$CTDI_{vol}$ (mGy)	
				média	SD	média	SD
P8	180	90	1,388	5,03	0,13	3,63	0,10
P4	140	70	1,388	4,80	0,14	3,46	0,10
P2	120	60	1,388	4,16	0,08	3,00	0,06

Para compensar o uso de um valor de tensão de alimentação menor (100 kV), houve um aumento da corrente e da carga. Esse ajuste no valor da corrente elétrica gerou uma dose absorvida de 3,63 mGy no objeto P8, a maior dose absorvida ($CTDI_{vol}$) e a menor de 3,00 mGy no objeto pediátrico P2.

Para os três objetos pediátricos avaliados o uso do feixe de 100 kV seria mais vantajoso que o uso do feixe de 120 kV, pois a deposição de dose nesses objetos foi menor, para um mesmo nível de ruído (menor que 1%).

O Gráf. 4.15 permite comparar os valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV com protocolos individualizados no tomógrafo B. Apesar da pequena diferença entre os valores de dose absorvida a dose foi diminuindo ligeiramente com a diminuição da área de corte do objeto, o que é um comportamento contrario àquele que ocorre quando se usa o mesmo protocolo para os objetos simuladores (menor área de corte maior dose absorvida) .

Gráfico 4.15 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 100 kV e carga variável no tomógrafo B.



Feixe de 80 kV

As varreduras com a tensão de alimentação do tubo de 80 kV foram realizadas nos três objetos simuladores de tórax pediátrico P8, P4 e P2. A Tab. 4.16 apresenta os valores de $CTDI_{vol}$ otimizado para esses três objetos simuladores, que receberam doses entre 2,58 e 4,19 mGy.

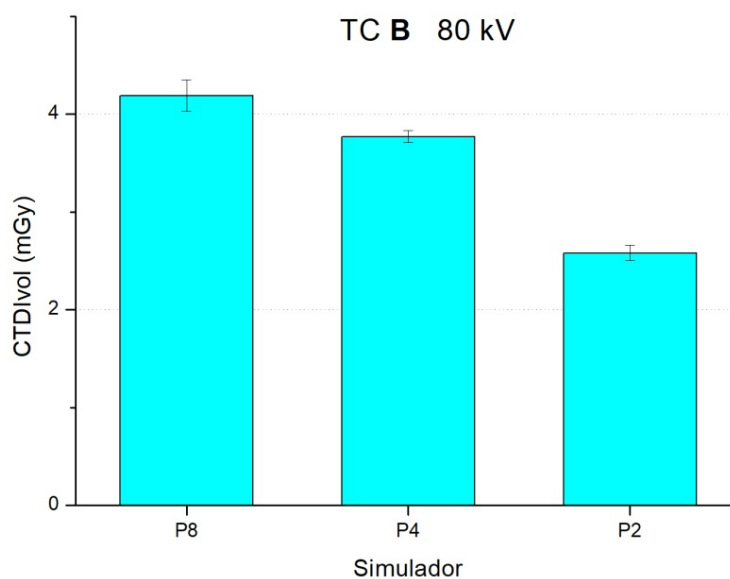
Tabela 4.16 - Valores de índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$) para varredura otimizadas dos objetos simuladores de tórax pediátrico em 80 kV no tomógrafo B.

Simulador	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	Pitch	$CTDI_w$ (mGy)		$CTDI_{vol}$ (mGy)	
				média	SD	média	SD
P8	400	200	1,388	5,81	0,23	4,19	0,16
P4	300	150	1,388	5,24	0,08	3,77	0,06
P2	200	100	1,388	3,58	0,12	2,58	0,08

A mudança do espectro do feixe e a variação da corrente elétrica promoveu uma dose absorvida de 4,19 mGy no objeto P8, a maior dose absorvida ($CTDI_{vol}$). A menor dose absorvida, de 2,58 mGy, ocorreu no objeto pediátrico P2.

O Gráf. 4.16 permite comparar os valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 80 kV com protocolos individualizados, no tomógrafo B e os valores de dose diminuíram com a diminuição da área de corte do objeto simulador.

Gráfico 4.16 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax pediátrico, irradiados em 80 kV e carga variável no tomógrafo B.



4.4 Protocolos otimizados

Todos os protocolos de varreduras testados com diferentes valores de tensão de alimentação do tubo de raios X foram comparados e foi selecionado o melhor protocolo para cada objeto simulador em cada um dos tomógrafos testados.

4.4.1 Protocolos otimizados no tomógrafo A

De acordo com os testes realizados os melhores protocolos de aquisição encontrados para os cinco objetos simuladores de tórax no tomógrafo A são apresentados na Tab. 4.17. Esses protocolos utilizaram como parâmetros comuns uma espessura de feixe de 40 mm, *pitch* de 1,375 e reconstrução das imagens de 5mm de espessura.

Tabela 4.17 - Protocolos otimizados para os objetos simuladores de tórax, no tomógrafo A.

Simulador	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	CTDI _w (mGy)		CTDI _{vol} (mGy)	
				média	SD	média	SD
AP	120	400*	400	40,70	0,57	29,60	0,41
AO	120	460*	460	47,43	0,26	34,49	0,19
P8	100	360	180	17,54	0,17	12,76	0,13
P4	100	200	100	11,41	0,10	8,30	0,07
P2	80	340	170	10,45	0,10	7,60	0,07

Tempo do tubo 1 s

De acordo com os dados apresentados pode-se verificar que os dois objetos simuladores adultos (AP e AO) tiveram as melhores condições de varredura para o feixe de 120 kV, sendo que o uso do feixe de 140 kV também poderia ser eleito como possibilidade para o objeto AO. À medida que a área de corte do objeto simulador diminui os feixes menos penetrantes se tornam mais adequados e por isso, a tensão de alimentação do tubo de 100 kV obteve o melhor protocolo de aquisição para os objetos simuladores pediátricos P8 e P4 e a tensão de alimentação de 80 kV para o objeto simulador pediátrico P2.

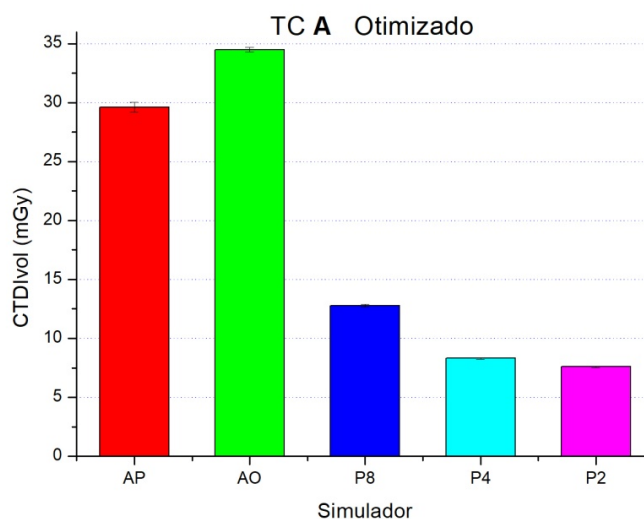
A partir das imagens obtidas pelas varreduras realizadas com os protocolos otimizados (Tab.4.17) foram feitos os cálculos de ruídos utilizando a seleção da ROI na imagem da fatia central. Os valores de ruídos encontrados são apresentados na Tab. 4.18.

Tabela 4.18 - Valores de ruído das imagens dos objetos simuladores de tórax em varreduras utilizando os protocolos otimizados, no tomógrafo A.

Simulador	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	HU		Ruído (%)
			média	SD	
AP	120	400	119,79	12,54	1,120
AO	120	460	121,06	11,15	0,995
P8	100	180	109,71	11,03	0,994
P4	100	100	111,69	10,02	0,901
P2	80	170	100,74	10,22	0,928

Os valores de ruídos encontrados estão abaixo de 1% a exceção do ruído encontrado para a varredura do objeto AP que está ligeiramente superior a 1%. O valor médio em HU para o PMMA variou entre 100,74 e 121,06 HU apresentando uma tendência de crescimento desses valores com o aumento no valor da tensão do feixe de raios X. O Gráf. 4.17 permite comparar os valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os cinco objetos simuladores de tórax.

Gráfico 4.17 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo A.



Os valores de dose variaram entre 7,60 mGy e 34,49 mGy. Esses foram os menores valores de dose absorvida encontrados com a aplicação de protocolos individualizados para o tomógrafo A. A aplicação desses protocolos em pacientes pediátricos permite realizar uma otimização considerável da prática pela redução da dose em paciente mantendo a qualidade da imagem.

4.4.2 Protocolos otimizados no tomógrafo B

Os melhores protocolos de aquisição encontrados para os cinco objetos simuladores de tórax no tomógrafo B são apresentados na Tab. 4.19. Esses protocolos utilizaram como parâmetros comuns: uma espessura de feixe de 40 mm, *pitch* de 1,388 e reconstrução das imagens de 5mm de espessura.

Tabela 4.19 Protocolos otimizados para os objetos simuladores de tórax, no tomógrafo B.

Simulador	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	CTDI _w (mGy)		CTDI _{vol} (mGy)	
				média	SD	média	SD
AP	135	300	150	13,81	0,21	9,95	0,15
AO	120	380	190	13,93	0,32	10,04	0,23
P8	100	180	90	5,03	0,13	3,63	0,10
P4	100	140	70	4,80	0,14	3,46	0,10
P2	80	200	100	3,58	0,12	2,58	0,08

Para os objeto simuladores adultos, o objeto adulto padrão (AP) teve o seu melhor protocolo de aquisição com a tensão de 135 kV ao passo que o objeto adulto oblongo (AO) teve o seu melhor protocolo de aquisição com 120 kV.

Para os objetos simuladores pediátricos a tensão de 100 kV foi a que apresentou melhor protocolo de aquisição para os objetos P8 e P4 e a tensão de 80 kV foi a melhor para o objeto simulador P2.

A partir das imagens obtidas pelas varreduras realizadas com os protocolos otimizados no tomógrafo B, foram feitos os cálculos de ruídos utilizando a seleção da ROI na imagem da fatia central. Os valores de ruídos encontrados são apresentados na Tab. 4.20.

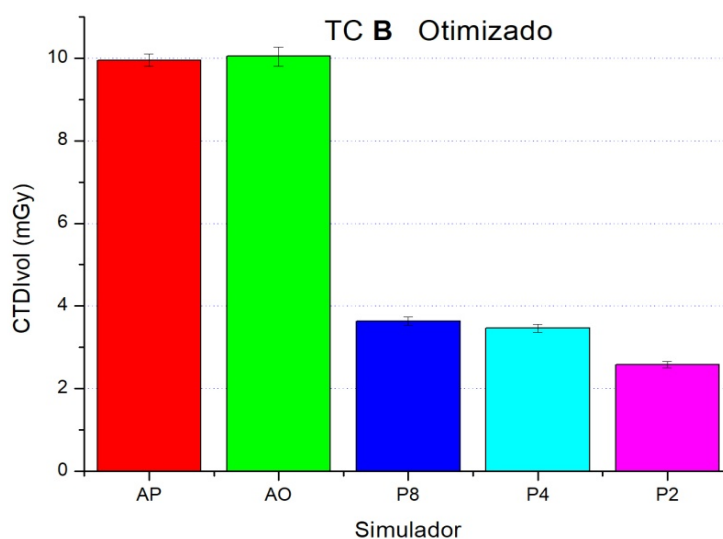
Tabela 4.20 - Valores de ruído das imagens dos objetos simuladores de tórax em varreduras utilizando os protocolos otimizados, no tomógrafo B.

Simulador	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	HU		Ruído (%)
			média	SD	
AP	120	400	119,88	13,01	1,162
AO	120	460	120,41	13,55	1,209
P8	100	180	109,61	10,32	0,930
P4	100	100	112,37	10,61	0,954
P2	80	170	109,99	10,41	0,938

Os valores de ruídos encontrados estão próximos de 1% os valores encontrados para as varreduras dos objetos AP e AO estão ligeiramente superiores a 1%. O valor médio em HU para o PMMA variou entre 109,61 e 120,41 HU, sendo que para a tensão de alimentação do tubo de raios X de 120 kV apresentou os maiores valores.

O Gráf. 4.18 permite comparar os valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os cinco objetos simuladores de tórax. Os valores de dose variaram entre 2,58 mGy e 10,04 mGy. Esses foram os menores valores de dose absorvida encontrados com a aplicação de protocolos individualizados para o tomógrafo B.

Gráfico 4.18 - Valores de dose absorvida ($CTDI_{vol}$) para os objetos simuladores de tórax obtidos com protocolos otimizados no tomógrafo B.



4.5 Considerações Finais

A escolha do melhor protocolo de aquisição de imagens para a varredura dos objetos simuladores testados se comportou de modo semelhante quanto à tensão de alimentação do tubo de raios X para os dois tomógrafos testados.

Como o uso de um dado protocolo tende a depositar maior dose em objetos simuladores de menor seção de corte, a utilização de protocolos otimizados demonstrou uma redução considerável na dose dos objetos simuladores menores, pois apresentaram doses absorvidas menores que aquelas recebidas pelos objetos simuladores adultos, independentemente do valor da tensão utilizada.

Como a dose recebida é diretamente proporcional à corrente elétrica, que está diretamente relacionada com a densidade de fótons de um feixe de raios X, deve-se ter em mente que objetos simuladores menores têm uma menor seção de corte e absorvem uma menor quantidade de fótons e portanto podem ser irradiados com feixes menos intensos (com menor fluxo de fótons).

É sempre bom lembrar que em imagens digitais quanto maior for o sinal detectado (feixe transmitido) melhor será a qualidade da imagem gerada e maior a dose depositada. Assim, a limitação da exposição torna-se fundamental para manter a qualidade diagnóstica da imagem e a dose absorvida pelo objeto irradiado tão baixa quanto possível.

Apesar de terem sido programados protocolos com o mesmo objetivo diagnóstico nos dois tomógrafos, foi verificado que as varreduras realizadas no tomógrafo B geraram doses bem menores nos objetos simuladores que aquelas geradas no tomógrafo A. Esse tipo de comportamento de variação da dose absorvida pode ocorrer toda vez que se utiliza uma tecnologia diferente.

Apesar da diferença entre as doses absorvidas encontradas, não existe na legislação brasileira um limite de dose para varreduras de tórax e sim de abdômen (20 mGy) e coluna lombar (35 mGy). Considerando esses valores para o restante do tronco, as doses encontradas nas varreduras de tórax encontram-se dentro do limite estabelecido para a coluna lombar (BRASIL, 2005).

As características dos aparelhos de TC disponíveis no mercado são muito variadas desde os valores de tensão disponíveis, detectores de raios X usados,

abertura do gantry etc. Todos esses fatores influenciam no valor da dose final. Por esta razão, a otimização de protocolos deve ser feita em cada tipo de aparelho de modo regular, visando manter o controle de qualidade do serviço.

O *report* 204 da AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (2011) define um fator que corrige o valor da dose absorvida em pacientes para varreduras em 120 kV em aparelhos da GE, a partir dos eixos lateral e ânteroposterior dos pacientes adultos e pediátricos. Esses valores foram obtidos a partir da simulação da irradiação da fatia central pelo método de Monte Carlo.

Para as varreduras de tórax considerando a soma dos eixos lateral e ânteroposterior do paciente e o objeto simulador AP, como referência dos cálculos a partir do *report* 204. Os resultados indicaram uma redução na dose de 2,77% para o objeto simulador AO e aumentos de 45,42, 67,16 e 75,98% para os objetos simuladores P8, P4 e P2, respectivamente, em relação à dose absorvida pelo objeto simulador padrão AP. Essa variação ocorre quando se utiliza o mesmo protocolo de aquisição para todos os pacientes (objetos simuladores).

Utilizando os valores de dose absorvida ($CTDI_w$) encontrados na irradiação da fatia central do objeto simulador AP no tomógrafo A, foi verificado um aumento de dose absorvida de 1,33% para o objeto simulador AO e de 58,34, 74,31 e 88,54% para os objetos P8, P4 e P2, respectivamente. Diferentemente do preconizado pelo *report* 204 o objeto simulador AO teve um aumento de dose em relação ao objeto AP. No entanto, essa variação foi muito pequena. Para os objetos pediátricos o aumento encontrado com os valores medidos foi maior que aqueles encontrados na simulação do *report*, mas seguindo a mesma tendência de crescimento.

Considerado os valores de $CTDI_w$ do tomógrafo B, foi verificado um aumento de dose absorvida de 1,44% para o objeto simulador AO e de 30,12, 56,77 e 57,20% para os objetos P8, P4 e P2, respectivamente. Cabe lembrar que esse tomógrafo não é da marca GE o que inviabiliza uma comparação direta com os índices obtidos por simulação no *report* 204. No entanto, cabe ressaltar que o objeto simulador AO teve um aumento de dose em relação ao objeto AP, uma variação muito pequena. Para os objetos pediátricos o aumento encontrado com os valores medidos seguiu a mesma tendência de crescimento mas numa escala menor.

5. Conclusão

Os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico desenvolvidos permitiu a verificação de como a distribuição da dose pode variar com a forma e o volume do objeto. Ao se comparar com os dados obtidos para o objeto simulador de tórax adulto padrão, verificou-se que as doses absorvidas em volumes menores, que apresenta menor seção de corte, como os pacientes pediátricos, são maiores quando se usam o mesmo protocolo de aquisição.

As varreduras da fatia central, nos objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, realizadas nos tomógrafos *A* e *B* permitiram observar as maiores doses depositadas no objeto simulador pediátrico e que, em função do formato da seção de corte, as doses são menores no eixo mais longo do objeto simulador, posições 3, 9 e central, e maiores nas posições 6, 12 e central. Diferentemente do que ocorre com o objeto simulador cilíndrico, no qual a dose na região central é consideravelmente menor que as doses periféricas.

Em se tratando da posição central, a dose absorvida aumenta cerca de três vezes em relação à dose registrada nessa posição no objeto simulador adulto quando se utiliza a tensão de 120 kV. Sob o ponto de vista anatômico, nesta região está o mediastino com diversas estruturas sensíveis à radiação. A mesma comparação foi realizada em relação à posição 12, que apresenta a maior dose absorvida nos pacientes pediátricos para os dois tomógrafos.

Levando em consideração a superfície corporal e a massa do paciente pediátrico, tais doses absorvidas nos protocolos pré-estabelecidos de rotina nos serviços radiodiagnósticos encontram-se aumentadas, principalmente, ao se considerar pacientes pediátricos que necessitam de controle radiológico de tratamento durante um curto período de tempo, de acordo com história clínica do paciente. Essas varreduras realizadas permitem propor protocolos de redução de dose absorvida sem redução na qualidade de imagem conforme os critérios de proteção radiológica visando a otimização da prática.

Os protocolos definidos para pacientes adultos são superdimensionados quando utilizados para varreduras de tórax de pacientes pediátricos. Assim sendo,

equipamentos que possuem ferramentas de controle automático de dose devem estar com estas acionadas sempre que se fizerem varreduras em pacientes pediátricos. No entanto, deve ser ressaltado que, no Brasil, uma grande parcela dos equipamentos instalados não possui ferramentas de ajuste automático de corrente, visando à redução da dose e que, mesmo os que possuem, nem sempre têm essa ferramenta acionada para as varreduras em pacientes pediátricos. Mesmo em equipamentos de tecnologia mais avançada, como os multicortes, que já possuem um sistema automático com a finalidade de redução de dose, avaliados pela massa e altura do paciente, ainda necessitam de ajustes na redução de dose para o paciente pediátrico.

Em se tratando do variado parque tecnológico brasileiro, isso se torna mais acentuado, pois depende diretamente do empenho e interesse dos profissionais que atuam direta e indiretamente na vivência rotineira dos serviços de radiodiagnósticos. Portanto, seria necessário um maior esclarecimento sobre o assunto, associando a melhor formação desses profissionais e a formação de uma equipe multidisciplinar formada por tecnólogos em radiologia, médicos generalistas, pediatras, radiologistas e, principalmente, por parte dos fabricantes desses equipamentos, cujo objetivo maior será a redução na dose de radiação absorvida sem prejuízo na qualidade diagnóstica.

Os protocolos otimizados propostos no tomógrafo A para os objetos simuladores AP e AO como demonstra os resultados deste trabalho a tensão do feixe de 120 kV para uma carga de 400 mA e 460 mA. Nos objetos simuladores pediátricos a tensão de alimentação do tubo de 100 kV obteve o melhor protocolo de aquisição no P8 e P4 e a tensão de alimentação de 80 kV para o objeto simulador pediátrico P2. Assim, pode-se concluir que em pacientes com menores seção de corte devem ser utilizados feixes de raios X menos penetrantes.

Para os objeto simuladores adultos no tomógrafo B, o objeto adulto padrão (AP) teve o seu melhor protocolo de aquisição com a tensão de 135 kV ao passo que o objeto adulto oblongo (AO) teve o seu melhor protocolo de aquisição com 120 kV.

Para os objetos simuladores pediátricos a tensão de 100 kV foi a que apresentou melhor protocolo de aquisição para os objetos simuladores pediátricos P8 e P4 e a tensão de 80 kV foi a melhor para o objeto simulador P2.

O objeto simulador adulto AO apresentou melhor protocolo de aquisição com feixe de 120 kV para os dois tomógrafos, os objetos simuladores P8 e P4 tiveram seus melhores protocolos de aquisição para a tensão de 100 kV nos dois tomógrafos, ao passo que o objeto simulador P2 teve seus melhores protocolos de aquisição para a tensão de 80kV nos dois tomógrafos. O objeto simulador AP teve seu melhor protocolo de aquisição para a tensão de 120 kV no tomógrafo A e 135 kV para o tomógrafo B.

5.1 Propostas de trabalhos futuros

Em continuidade ao trabalho iniciado, há um enorme interesse em fazer outras varreduras nos objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, mantendo a corrente fixa e alterando os valores dos processamentos de imagens, tais como matrix, filtro, *enhancement* etc., juntamente, avaliando a massa corporal individual de grupos de pacientes nas diferentes tensões, bem como avaliar o ruído das imagens a fim de otimizar protocolos de redução de dose absorvida, seguido da avaliação da qualidade da imagem.

A varredura de TC de tórax é um método recomendado para a diferenciação de pneumonia, podendo caracterizar uma pneumonia originada da infecção por COVID19 (AGOSTINI, 2019; AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2020). O estudo de artigos sobre esse protocolo diagnóstico encontra-se em andamento e o assunto deverá ser abordado de forma colateral neste trabalho. Visto que, esse tipo de diagnóstico pode atingir um elevado aumento no número de tomografias em todas as faixas etárias .

Outro aspecto a ser avaliado seria uma correlação entre as doses absorvidas nos objetos simuladores de tórax, como demonstrado neste trabalho e, ainda, correlação com a real dose efetiva durante esse procedimento, a fim de avaliar se o programa de *care dose* possui relação com as medições realizadas. A partir daí, faz-se necessário buscar otimizar protocolos de TC que poderiam ser apresentados aos

órgãos fiscalizadores e, caso fossem de interesse, tornar um projeto multidisciplinar mais amplo .

Referências

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

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Size specific dose estimate (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations**. Maryland: AAPM, 2011. Report 204.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT**. AAPM, 2008. Report 96.

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY *et al.* **Recommendations for the use of chest radiography and computed tomography (CT) for suspected COVID-19 infection**. Disponível em: <https://www.acr.org/Advocacy-and-Economics/ACR-Position-Statements/Recommendations-for-Chest-Radiography-and-CT-for-Suspected-COVID19-Infection>. Acesso em: 5 ago. 2020.

AGOSTINI, Andrea *et al.* Proposal of a low-dose, long-pitch, dual-source chest CT protocol on third-generation dual-source CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp for CoronaVirus Disease 2019 (COVID-19) patients: a feasibility study. **La radiologia medica**, v. 125, n. 4, p. 365-373, 2020.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR15800: **Vestuário**: Referências de medidas do corpo humano - Vestibilidade de roupas do corpo humano para bebê e infante-juvenil. Rio de Janeiro, 2009. 21 p.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Weinheim: Wiley-VCH, 2004. 607 p.

BOAG, J. W. Ionization chambers. In: KASE, K. R.; BJARNGARD, B. E.; ATTIX, F. H. **The dosimetry of ionizing radiation**. Orlando: Academic Press, v. 2, p. 169-243, 1987.

BRASIL, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Portaria 453**, de 01 de junho de 1998: Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, Brasília, 1998.

BARBOSA, Jorge G. *et al.* Towards automatic quantification of the epicardial fat in non-contrasted CT images. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, v. 14, n. 10, p. 905-914, 2011.

BANKMAN, I. N. (Ed.). **Handbook of medical imaging medical image processing and analysis**. New York: Elsevier, 2013. 984 p.

BITELLI, T. **Física e Dosimetria das Radiações**. 2ª. ed. São Paulo: Editora Atheneu; 2006.

BOLUS, N. E. NCRP report 160 and What It Means for Medical Imaging and Nuclear Medicine. **Journal of nuclear medicine technology**, v. 41, n. 4, p. 41:255-260, 2013.

BRASIL Ministério da Saúde. ANVISA. **Radiodiagnóstico médico**: segurança e desempenho de equipamentos. Brasília: Ministério da Saúde, 2005. 104 p.

CALZADO, A.; GELEIJNS, J. Tomografía computarizada: evolución, principios técnicos y aplicaciones. **Física Médica**. Madrid, p. 163-180, 2010.

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

DANCE, D. R. *et al.* **Diagnostic radiology physics**. Viena: IAEA, 2014. 682 p.

DOUGHERTY, Geoff (Ed.). **Medical image processing: techniques and applications**. Springer Science & Business Media, 2011.

DUAN, X. *et al.* CT scanner x-ray spectrum estimation from transmission measurements. **Medical Physics**, v. 38, n. 2, p. 993-996, fev. 2011.

EUROPEAN COMMISSION. **European guidelines on quality criteria for computed tomography**. Luxemburg, p. 107. 2000.

EUROPEAN HOSPITAL. *Healthcare in Europe*. Disponível em: <http://www.healthcare-in-europe.com/en/article/16492-quart-didoc-pencil-chamber-meter.html>. Acesso em: 15 nov. 2016.

GAMBHIR, Sanjiv S. *et al.* A tabulated summary of the FDG PET literature. **Journal of nuclear medicine**, v. 42, n. 5 suppl, p. 1S-93S, 2001

IMAGE GENTLY. **The alliance for radiation safety in pediatric imaging**, 2014. Disponível em: <http://www.imagegently.org/About-Us/The-Alliance>. Acesso em: 10 ago. 2016.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice**. Viena: IAEA, 2007. TRS Serie 457.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Managing patient dose in computed tomography: ICRP publication 87**. Oxford: Pergamon Press. 2000.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. [S.l.]. 2007.

JAN, J. **Medical image processing reconstruction and restoration concepts and methods**. Boca Raton: CRC press, 2005. 760 p.

LAM, Diana L. *et al.* Communicating potential radiation-induced cancer risks from medical imaging directly to patients. **American Journal of Roentgenology**, v. 205, n. 5, p. 962-970, 2015.

MAIA, A. F. **Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada**. 2005. 181 f. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2005.

MOURÃO, A. P. **Tomografia computadorizada**. 2. ed. Rio de Janeiro: SENAC, 2015. 241 p.

MOURÃO, A. P.; ALONSO, T. C. **Dose profile variation with voltage in head CT scans using radiochromic filmes**. Rio de Janeiro: ISRP2012. 2012.

MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, F. A. D. **Fundamentos de Radiologia e Imagem**. São Caetano do Sul: Difusão, 2009.

NAGEL, Hans Dieter. CT parameters that influence the radiation dose. In: **Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography**. Springer, Berlin, Heidelberg, 2007. p. 51-79.

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARD AND TECHNOLOGY. **Values of the mass attenuation coefficient, μ/ρ** , 2016. Disponível em: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>. Acesso em: 12 nov. 2016.

NISHIMURA, M. D. L.; MERINO, E. A. D.; GONTIJO, L. A. REFERENCIAIS DE MEDIDAS DA ABNT: Instrumento para a normalização do produto de vestuário. **ModaPalavra e-periódico**, n. 19, p. 134-149, 2017.

NÓBREGA, A. I. D. **Tecnologia Radiológica e Diagnóstico por Imagem**. 3ª. ed. São Caetano do Sul: Difusão, v. 2, 2009. 17-40 p.

PRANDO, ADILSON; MOREIRA, FERNANDO A. **Fundamentos de Radiologia e Diagnóstico por Imagem**. Colégio Brasileiro de Radiologia. 2ª. ed. São Paulo, 2015.

RADCAL, C. ACCU-GOLD **User Guide**. [S.l.], 2015.

SMITH-BINDMAN, Rebecca *et al.* Use of diagnostic imaging studies and associated radiation exposure for patients enrolled in large integrated health care systems, 1996-2010. **Jama**, v. 307, n. 22, p. 2400-2409, 2012.

SMITH-BINDMAN, Rebecca *et al.* Rising use of diagnostic medical imaging in a large integrated health system. **Health affairs**, v. 27, n. 6, p. 1491-1502, 2008.

TACK, Denis; ABADA, H. T. **Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography**. Berlin: Springer, 2012.

TUBIANA, M.; DUTREIX, J.; WANBERCIE, A. **Introduction to radiobiologie**. London: Taylor & Francis, 1990. 261 p.

YU, Lifeng *et al.* Radiation dose reduction in tomography: technique and future perspective. **Imaging in medicine**, v. 1, n.1, p.65. 2009 .