



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS
NUCLEARES

Wadia Namen Aburjaile

DESENVOLVIMENTO DE OBJETO SIMULADOR
PEDIÁTRICO PARA DOSIMETRIA EM
VARREDURAS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DO TÓRAX

Belo Horizonte

2017

Wadia Namen Aburjaile

**DESENVOLVIMENTO DE OBJETO SIMULADOR
PEDIÁTRICO PARA DOSIMETRIA EM
VARREDURAS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DO TÓRAX**

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

Área de Concentração: Ciência das Radiações

Orientador: Arnaldo Prata Mourão

Belo Horizonte

2017

A167d

Aburjaile, Wadia Namen.

Desenvolvimento de objeto simulador pediátrico para dosimetria em varreduras de tomografia computadorizada do tórax [manuscrito] / Wadia Namen Aburjaile. – 2017.

75 f., enc.: il.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

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

Bibliografia: f. 74-75.

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

CDU: 621.039(043)



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



FOLHA DE APROVAÇÃO

Desenvolvimento de objeto simulador pediátrico para dosimetria em varreduras de tomografia computadorizada do tórax


WADIA NAMEN ABURJAILE

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

Aprovada em 17 de janeiro de 2017, pela banca constituída pelos membros:


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


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


Dra. Suelly Epsztein Grynberg
CDTN/CNEN


Dra. Janine Muniz Toledo
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG

Belo Horizonte, 17 de janeiro de 2017.

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 mestrado e a todos que participaram das disciplinas, nesse período, pela amizade e carinho durante mais essa fase.

Agradeço ao serviço de 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 Odilon Behrens pelo fornecimento de material e por todos que estiveram direta ou indiretamente envolvidos neste trabalho.

Resumo

A tomografia computadorizada é uma técnica de radiodiagnóstico com indicações clínicas variadas na prática médica, e de grande contribuição nas doses de radiação coletiva. A disseminação dessa técnica radiológica tem promovido um aumento significativo da dose absorvida por pacientes, devido ao diagnóstico. Portanto, é indispensável aperfeiçoar protocolos, buscando doses menores, sem o prejuízo da qualidade diagnóstica da imagem, pois 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 à redução de dose. Os riscos dos efeitos estocásticos são maiores para as crianças, devido à radiosensibilidade tecidual aliada à maior expectativa de vida. Neste trabalho, foi utilizado um objeto simulador cilíndrico, representando um tórax adulto, fabricado em polimetilmetacrilato, e foi desenvolvido um segundo objeto simulador, de mesmo material, em formato oblongo, baseado nas dimensões do tórax de paciente pediátrico de oito anos. Foi realizado um estudo comparativo entre varreduras de tórax feitas em dois equipamentos de Tomografia Computadorizada. A fatia central dos dois objetos simuladores foi irradiada sucessivamente e, utilizando-se de uma câmara de ionização do tipo lápis, foi medida de dose absorvida em cinco pontos distintos de cada objeto simulador. A partir das medições, foram obtidos os valores de Índice de Dose ponderado e volumétrico ($C_{K,PMMA,vol}$) para a varredura de 10 cm da região central do objeto, em modo helicoidal. As varreduras foram realizadas com os protocolos de aquisição de tórax utilizados pelos serviços de radiodiagnóstico, ambos para uma tensão de alimentação do tubo de raios X de 120 kV. Os protocolos otimizados, como demonstrados nos resultados deste trabalho, mostram que o recomendado seria utilizar a tensão de 120kV para os dois serviços de radiodiagnósticos. Este trabalho permitiu comparar a variação de dose absorvida entre os pacientes com volumes de tórax distintos e a variação de dose em paciente entre dois equipamentos quando utilizados para a geração de imagens com o mesmo objetivo diagnóstico.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada, objeto simulador, dosimetria.

Abstract

Computed tomography is a diagnostic imaging technique with vast clinical indications in medical practice and greatly contributes to the collective radiation doses from radiologic diagnosis. The dissemination of this radiological technique has promoted a significant increase of the absorbed dose in patients due to the diagnosis. Therefore, it is important to improve protocols with smaller doses without impairing the image diagnostic quality, since any additional risk, no matter how small, is unacceptable if it does not benefit the patient. The knowledge of the distribution of the dose given to a child is important when one thinks about varying the acquisition parameters, aiming for dose reduction. The risks of stochastic effects are greater in children due to tissue radiosensitivity coupled with a longer life expectancy. In this work, a cylindrical phantom made of polymethylmethacrylate was used, to simulate an adult chest while a second oblong shaped phantom was developed using the same material and based on the chest dimensions of an 8-year-old pediatric patient. A comparative study was performed between chest scans realized on two computerized tomography scans. The central portion of the two phantoms was successively irradiated and, using a pencil ionization chamber, the absorbed dose was measured at five different points in each phantom. From the measurements, Volumetric Dose Index values were obtained for the 10-cm scan of the central object region, in helical mode. The scans were performed using the chest acquisition protocols used by the radiological service, both with a 120 kV X-ray tube supply voltage. This work made it possible to compare the variation of the absorbed dose between patients with distinct chest volumes and the patient dose variation between two devices when used for the generation of images with the same diagnostic purpose.

Keywords: Computed Tomography, phantoms, dosimetry.

Lista de Figuras

Figura 1.1 Distribuição da dose efetiva na população dos EUA em 2006.....	18
Figura 2.1 Posicionamento do paciente para varredura de tórax: cabeça para fora (a) e para dentro (b) do gantry.....	27
Figura 2.2 Imagens de pulmões, radiografia frontal (a) e cortes axiais (b).....	27
Figura 2.3 Posicionamento de paciente em aparelho de TC: vista lateral com a mesa deslocada horizontalmente para dentro do gantry, vista posterior com o tubo de raios X em movimento giratório em torno do paciente.....	29
Figura 2.4 Imagem da trajetória de feixe de raios X em aquisições helicoidais.....	30
Figura 2.5 Processo de movimentação do tubo de raios X e da mesa em aquisição de dados axial (A) helicoidal de corte único (B) e helicoidal multicorte (C).....	31
Figura 2.6 Representação de uma fatia de voxels por uma imagem digital.....	32
Figura 2.7 Câmara de ionização tipo lápis.....	36
Figura 2.8 Perfil de dose para um único corte (aquisição axial) com espessura do feixe de 10 mm.....	37
Figura 2.9 Perfil de dose para uma série de 15 cortes sequenciais de 10 mm de espessura e pitch 1.....	38
Figura 2.10 Variação do índice de dose volumétrico com o pitch.....	40
Figura 3.1 Aparelho de tomografia A com o objeto simulador de tórax pediátrico posicionado no interior do gantry.....	43
Figura 3.2 Objeto simulador de tórax adulto.....	44
Figura 3.3 Objeto simulador de tórax pediátrico.....	44
Figura 3.4 Objeto simulador de tórax adulto posicionado no isocentro do gantry.....	45
Figura 3.5 Câmara de ionização tipo lápis e eletrômetro UNFORS RAY SAFE.....	47
Figura 3.6 Uso de lasers para o alinhamento do objeto simulador de tórax adulto com o isocentro.....	48

Figura 3.7 Imagens de <i>scout</i> do objeto simulador de tórax pediátrico, alinhado “a” e desalinhado “b”.....	48
Figura 3.8 Imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador pediátrico com o posicionamento da câmara tipo lápis nas posições 12 (a), 3 (b), 6 (c), 9 (d) e central (e).....	49
Figura 4.1 Vista frontal do objeto simulador de tórax adulto A e imagem de corte axial da fatia central com a câmara de ionização na posição 12 b.....	54
Figura 4.2 Vista frontal do posicionamento do objeto simulador de tórax pediátrico no gantry.....	54
Figura 4.3 Imagem de corte axial de objeto simulador de tórax pediátrico.....	55
Figura 4.4 Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para objeto simulador adulto e pediátrico no tomógrafo A.....	58
Figura 4.5 Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para objeto simulador adulto e pediátrico no tomógrafo B.....	61
Figura 4.6 Gráfico de valores de $CTDI_{vol}$ para objeto simulador adulto e pediátrico nos tomógrafos A e B.....	63
Figura 4.7 Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para objeto simulador pediátrico em diferentes tensões.....	65
Figura 4.8 Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para objeto simulador pediátrico em diferentes tensões no tomógrafo B.....	67
Figura 4.9 Gráfico de valores de $CTDI_{vol}$ para objeto simulador pediátrico utilizando protocolos otimizados.....	69

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 Valores de k utilizados no cálculo da dose efetiva normalizada por DLP para várias regiões do corpo em adultos.....	41
Tabela 3.1 Características dos aparelhos de TC.....	42
Tabela 3.2 Protocolos de irradiação da fatia central do tomógrafo A.....	50
Tabela 3.3 Protocolos de irradiação da fatia central do tomógrafo B.....	50
Tabela 3.4 Protocolos de varredura de tórax do tomógrafo A.....	50
Tabela 3.5 Protocolos de varredura de tórax do tomógrafo B.....	51
Tabela 3.6 Fator de conversão de AR-PMMA para tensões variadas.....	52
Tabela 4.1 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de tórax adulto no Tomógrafo A.....	56
Tabela 4.2 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de tórax pediátrico no Tomógrafo A.....	57
Tabela 4.3 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de tórax adulto no Tomógrafo B.....	59
Tabela 4.4 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de tórax pediátrico no Tomógrafo B.....	59
Tabela 4.5 Valores de C_w para 100 mA.s em mGy.....	61
Tabela 4.6 Valores de C_{vol} e $CTDI_{vol}$ em mGy.....	61
Tabela 4.7 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador pediátrico em 100 kV.....	63
Tabela 4.8 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador pediátrico em 80 kV.....	64
Tabela 4.9 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador pediátrico em 90 kV.....	66

Tabela 4.10 Valores de C_w para o objeto simulador pediátrico para diferentes valores de tensão e carga. 68

Tabela 4.11 Valores de C_{vol} para o objeto simulador pediátrico para diferentes valores de tensão e carga. 68

Lista de Abreviaturas e Siglas

AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica (<i>International Atomic Energy Agency</i>)
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
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	Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (<i>Computed Tomography Dose Index</i>)
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>)
PMMA	Polimetilmetacrilato
RQT	<i>Radiation Qualities Based on Copper Added Filter</i>
SDCT	<i>Single Detector Computed Tomography</i>
TC	Tomografia Computadorizada
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
Voxel	<i>Volume Element</i>

Sumário

Capítulo 1- Introdução	15
1.1 Relevância do tema investigado	16
1.2 Objetivos do trabalho	20
1.2.1 Objetivo geral	20
1.2.2 Objetivos específicos	20
1.3 Organização do trabalho	21
Capítulo 2 - Revisão de Literatura	22
2.1 A proteção radiológica	22
2.2 Os exames de TC pediátricos	24
2.2.1 Posicionamento do Paciente	26
2.3 Evolução dos aparelhos de TC.....	28
2.4 Princípios de geração da imagem.....	31
2.5 Parâmetros utilizados em protocolos	33
2.6 Câmara de ionização	34
2.7 Grandezas dosimétricas em TC.....	36
Capítulo 3 - Materiais e Métodos	42
3.1 Aparelhos de tomografia computadorizada	42
3.2 Objetos simuladores	43
3.3 Câmara de ionização	46
3.3.1 Calibração da câmara de ionização.....	46
3.4 Protocolos de Varredura.....	47
3.5 Obtenção de valores de índices de dose.....	51
Capítulo 4 - Resultados	53

4.1	Desenvolvimento de objetos simuladores.....	53
4.2	Medições de Kerma no ar no PMMA ($C_{k,PMMA,100}$)	55
4.2.1	Medições de $C_{k,PMMA,100}$ no tomógrafo A	55
4.2.2	Medições de $C_{k,PMMA,100}$ no tomógrafo B	58
4.3	Cálculos dos valores de C_w , C_{vol} e $CTDI_{vol}$	61
4.4	Otimização de protocolos	63
4.4.1	Medições de $C_{k,PMMA,100}$ para 80 e 100kV no tomógrafo A.....	63
4.4.2	Medições de $C_{k,PMMA,100}$ para 90kV no tomógrafo B	65
4.4.3	Cálculos dos valores de C_w , C_{vol} e $CTDI_{vol}$	67
4.5	Considerações sobre os resultados	69
	Capítulo 5 -Conclusão	71
5.1	Propostas de trabalhos futuros	72
	Referências	74

|

Capítulo 1

Introdução

No final do século XIX, mais precisamente no dia 8 de novembro de 1895, foram descobertos os Raios X pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen ao ver sua mão projetada numa tela enquanto trabalhava com essas radiações. A partir desse evento, Röntgen imaginou que de um tubo em que ele trabalhava estava sendo emitido um tipo especial de onda que tinha a capacidade de atravessar o corpo humano. Posteriormente, ele resolveu realizar uma documentação para provar sua descoberta, sendo assim, efetuou a primeira radiografia, usando a mão esquerda de sua esposa. Por ser diferente da luz e ser uma radiação invisível, ele a chamou de raios X, e sua descoberta lhe valeu o prêmio Nobel de Física em 1901 (MOURÃO e OLIVEIRA, 2009).

Nessa época, começo do século XX, ocorreu uma revolução no meio médico, trazendo um grande avanço com o diagnóstico por Imagem. Também na década de 1970, um engenheiro inglês, J. Hounsfield desenvolveu a Tomografia Computadorizada (TC), acoplando o feixe de raios X a um computador. O número de exames de tomografia computadorizada realizados por ano apresenta crescimento constante desde o início da utilização desse método na prática clínica (DANCE, *et al.*, 2014; MOURÃO, 2015).

Vários fatores contribuem para o aumento da demanda de exames por TC, incluindo a constante evolução tecnológica dos equipamentos; o aumento da velocidade de aquisição de dados e redução do tempo de realização dos exames; assim como o aumento no número de indicações para a sua realização, associado a maior disponibilidade e uma relativa tendência de diminuição dos custos do exame (PRANDO; MOREIRA, 2015).

O aumento da utilização dos métodos de diagnóstico por imagem que fazem uso de radiação ionizante, e especialmente da TC, é responsável pelo acentuado aumento da dose de radiação média individual anual. Com isso, existe uma preocupação crescente da comunidade médica, das empresas produtoras de equipamentos e mesmo de pacientes em relação ao controle da dose de radiação

determinada pelos diversos exames que utilizam radiação ionizante. Além da proteção radiológica ocupacional, a prática clínica utiliza o princípio conhecido como ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) para pautar o uso racional desta tecnologia (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 2007).

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 aumentam na criança devido à radiosensibilidade tecidual aliada à longa expectativa de vida.

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; WANBERCIE, 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 à redução.

1.1 Relevância do tema investigado

A preocupação com os níveis de radiação nos exames de TC pediátricos tem estimulado ações para proteção radiológica do público pediátrico, entre elas cita-se a campanha Image Gently (2008) nos EUA. O Estado da Califórnia sancionou uma lei que obriga os prontuários médicos a constarem os valores das grandezas dosimétricas envolvidas nos procedimentos tomográficos. No Brasil, não há, ainda, atitudes semelhantes por parte das autoridades competentes e, infelizmente, os estudos sobre os valores das grandezas dosimétricas em procedimentos tomográficos pediátricos são praticamente inexistentes.

No entanto, a atuação na área de radiodiagnóstico por mais de vinte anos permitiu observar o aumento considerável dos exames de TC, especialmente os exames pediátricos, nos quais os protocolos pré-estabelecidos pelos fabricantes são baseados no paciente adulto.

Levando-se em consideração desde as altas doses fornecidas pelas varreduras de TC em relação a todos os métodos do radiodiagnóstico até o posicionamento do paciente pediátrico para as varreduras da TC do tórax, em que ele é posicionado deitado com os dois braços elevados e colocados ao lado da cabeça, surge 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, o mais próximo da realidade do exame.

O organismo pediátrico se diferencia do adulto pela presença de maior população de células sofrendo divisões nos diversos tecidos e órgãos ainda em desenvolvimento e pela maior expectativa de vida em termos absolutos e relativos. Como exemplo, uma criança de um ano de vida tem 10 a 15 vezes maior risco de desenvolver uma neoplasia maligna do que um adulto de 50 anos de idade, considerando uma mesma dose de radiação. Por esses motivos, há uma preocupação crescente quanto à dose de radiação utilizada nos exames radiológicos pediátricos, em especial nos exames de TC, para abordar ações para redução das doses utilizadas (IMAGE GENTLY, 2014).

O objeto simulador de tórax pediátrico de formato oblongo feito de polimetilmetacrilato (PMMA) possui orifícios para posicionamento de medidores de dose, sendo um central representativo do mediastino e quatro periféricos posições 3 e 9 regiões axilares e 6 e 12 coluna torácica e osso esterno, que sob o ponto de vista anatômico, cuja a finalidade será de estudar melhor a distribuição de doses absorvidas nestes órgãos e tecidos envolvidos.

Assim, foram construídos objetos simuladores de tórax pediátrico pelo grupo de pesquisa CENEB do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais (CEFET-MG) para as diferentes faixas etárias e massa com tensão de 120 kV e com correntes variáveis fornecidas através do controle automático presente nos dois aparelhos de TC.

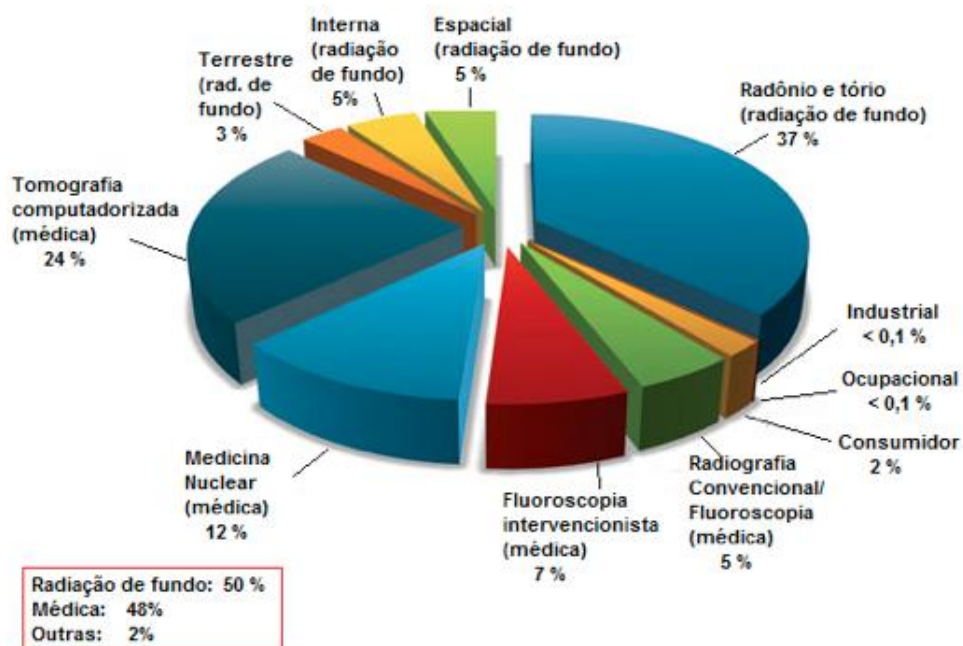
Os aparelhos de tomografia computadorizada hoje instalados nos serviços de radiodiagnóstico apresentam grandes variações tecnológicas, seja na velocidade de aquisição ou nos protocolos utilizados para a aquisição das imagens que são dependentes da tecnologia disponível. Assim sendo, imagens geradas com um mesmo objetivo diagnóstico em aparelhos diferentes podem gerar doses

depositadas no 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 contribuía com 34% da dose coletiva da população mundial no ano de 2000 (MOURÃO, 2015).

Para o ano de 2006 a contribuição das exposições médicas na composição da dose efetiva populacional dos EUA corresponde 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%. Considerando este dado pode-se estimar que atualmente esta população recebe praticamente o dobro da dose recebida pela população antes da descoberta dos raios X (BOLUS, 2013). A Figura 1.1 apresenta um gráfico da distribuição da dose efetiva populacional para os EUA no ano de 2006.

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



Fonte: (BOLUS, 2013)

As doses absorvidas na TC são consideravelmente maiores do que aquelas originadas da radiografia convencional. A diminuição das doses de pacientes submetidos à varreduras de TC é uma preocupação mundial. 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 final da Alliance® é modificar a conduta da prática médica, de forma multidisciplinar, levando em consideração a qualidade de 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 (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2007). Entretanto, todos os procedimentos que envolvem radiações ionizantes podem levar a efeitos estocásticos, tais como indução de tumores. 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, poucos equipamentos possuem essas ferramentas incorporadas.

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

A TC de tórax é indicada, inicialmente, pelos médicos clínicos, pediatras ou cirurgiões, em geral, para avaliação de lesões pulmonares, massas ou tumores no pulmão ou mediastino, para determinação do tamanho, forma e posição de órgãos intratorácicos e para visualização de hemorragias ou coleções líquidas na cavidade pleural ou mediastinal. Diversas alterações podem ser detectadas, tais como: linfadenopatias, bronquiectasia, tumores, cistos e nódulos pulmonares, alguns estágios de câncer de esôfago, aneurisma de aorta torácica, efusão pleural, pneumonia e suas complicações, tamponamento cardíaco, edema pulmonar, dentre outras (PRANDO e MOREIRA, 2015).

1.2 Objetivos do trabalho

1.2.1 *Objetivo Geral*

Desenvolver um objeto simulador de tórax pediátrico e, por meio de varreduras por TC, quantificar os valores das grandezas dosimétricas específicas de TC e compará-las com os valores obtidos com o objeto simulador de tórax adulto.

1.2.2 *Objetivos Específicos*

- Desenvolver um objeto simulador de tórax representativo de um paciente de 8 anos.
- Construir os objetos simuladores de tórax adulto e pediátrico, em conformidade com as referências estudadas.
- Realizar varreduras de TC de tórax dos objetos simuladores, utilizando os protocolos de aquisição dos serviços de radiodiagnósticos.
- Fazer a medição de parâmetros de dose em dois tomógrafos.
- Comparar os resultados obtidos entre as varreduras realizadas nos dois objetos simuladores.

- Comparar os resultados obtidos entre as varreduras realizadas nos dois tomógrafos com o mesmo objetivo diagnóstico.
- Avaliar a variação de protocolos de varredura por TC de tórax pediátrico de acordo com a tecnologia disponível no tomógrafo utilizado.
- Propor um protocolo otimizado, visando à redução da dose nos pacientes pediátricos, sem comprometer a qualidade da imagem e a resposta diagnóstica.

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 feito um estudo da tecnologia envolvida na construção dos aparelhos de TC. Os seus principais componentes e as formas de aquisição de dados são apresentados, para um entendimento mínimo do funcionamento do aparelho. Além disso, discorre-se, neste capítulo, sobre como as imagens são geradas, e sobre a influência dos parâmetros de controle do processo de aquisição na qualidade final da imagem e na dose depositada no paciente.

O capítulo 3 descreve os materiais utilizados e a metodologia para a realização da parte experimental deste trabalho. Explica-se como foi desenvolvido objeto simulador de tórax pediátrico, de formato oblongo, uma vez que o de rotina é de formato cilíndrico, com a finalidade de ser o mais próximo da realidade do exame e incluindo as regiões axilares por onde passam cadeias linfáticas. São caracterizados os tomógrafos, bem como os protocolos utilizados nas varreduras dos objetos simuladores.

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 o objeto simulador adulto e pediátrico, e também os resultados encontrados dos 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 alta tensão de alimentação do tubo e demais parâmetros de aquisição interferem no valor da dose em paciente.

Capítulo 2

Revisão de Literatura

Neste capítulo, é feita uma introdução sobre a proteção radiológica com uma revisão da literatura sobre os exames de TC pediátricos. Foi realizado um levantamento do princípio de funcionamento dos aparelhos de TC, o 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 sobre o seu princípio de funcionamento, além das grandezas dosimétricas utilizadas em tomografia computadorizada.

2.1 A proteção radiológica

A radiação ionizante consiste em energia transmitida sob a forma de ondas eletromagnéticas ou partículas subatômicas capazes de ionizar átomos ou moléculas por meio da exclusão de alguns dos seus elétrons orbitários. Esse tipo de radiação tem sido utilizado há mais de um século para fins diagnósticos. Porém, nas últimas décadas, houve um aumento progressivo na disponibilidade e utilização de novos métodos diagnósticos, como tomógrafos multicanais e exames de medicina nuclear, além de métodos tradicionais como a radiografia, resultando em um significativo aumento da exposição cumulativa à radiação ionizante (IMAGE GENTLY, 2014).

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 que intervêm são ionização e excitação dos átomos. Estes são responsáveis pelo compartilhamento da energia da radiação entre as células.

Os fenômenos químicos sucedem aos físicos e provocam rupturas de ligações entre os átomos, formando radicais livres num intervalo de tempo pequeno. Os fenômenos biológicos da radiação são uma consequência dos fenômenos físicos e químicos. Alteram as funções específicas das células e são responsáveis pela diminuição da atividade da substância viva, por exemplo: 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 esses pacientes à radiação em demasia. 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.

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 como resultado das informações obtidas através da imagem. Em radiodiagnóstico, não se utiliza dosímetros em pacientes, 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 Os exames de TC pediátricos

O desenvolvimento da Tomografia Computadorizada (TC) como modo de aquisição de imagens médicas e seu constante avanço tecnológico ao longo dos anos fez sua aplicação crescer, sendo, atualmente, uma das mais importantes técnicas radiológicas de fácil acesso para grande parte da população (PRANDO e MOREIRA, 2015). Dentro deste contingente populacional, o público pediátrico tem aumentando ao longo dos anos; por exemplo, no ano de 1980, foram realizados três milhões de exames tomográficos nos Estados Unidos da América, passando, no ano de 1996, para 62 milhões, sendo que quatro milhões foram realizados em crianças; estima-se que, de todos os exames por TC realizados mundialmente, 10% são feitos em crianças (BITELLI, 2006).

A consequência da disseminação dessa técnica nas práticas médicas é vista no aumento da dose coletiva devido à exposição de pacientes, pois as doses decorrentes da sua utilização são muito superiores às decorrentes da exposição provinda de qualquer outra técnica de radiologia convencional. O aumento significativo do número de exames médicos com TC, associado ao aumento de dose, conduzirá, presumivelmente, ao acréscimo na probabilidade do desenvolvimento de efeitos danosos, particularmente em crianças, segundo vários estudos epidemiológicos (BITELLI, 2006).

Tendo em vista o aumento crescente da demanda de exames de TC em pacientes pediátricos, principalmente em decorrência dos altos índices de lesões traumáticas por acidentes automobilísticos, queda em bicicletas, trauma contuso, traumatismo crânioencefálico, bem como um aumento significativo da incidência de neoplasias na infância, esses equipamentos, comumente, são empregados no processo de diagnósticos por imagens. Isso gera a necessidade da criação de protocolos que determinem redução da dose de radiação sem comprometer a qualidade do exame. É fundamental o apoio de todas as sociedades médicas e afins e a divulgação de informação adequada para a conscientização da população leiga. Muitos parâmetros técnicos ainda não são utilizados de forma padronizada nas diversas clínicas que realizam exames pediátricos.

A exigência de posicionamento correto e controle de pacientes pediátricos, e os critérios para a qualidade de imagem necessária na radiologia pediátrica diferem

em relação aos aplicados em adultos. Por isso que, 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, em ter um risco de vida 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.

O número de exames de tomografia computadorizada realizados por ano em crianças apresenta crescimento constante, e vários fatores contribuem para isso, incluindo a constante evolução tecnológica dos equipamentos, com aumento da velocidade de aquisição de dados e redução do tempo de realização dos exames, assim como o aumento no número de indicações para a sua realização, associado à maior disponibilidade e a uma relativa tendência de diminuição dos custos do exame. Com isso, existe uma preocupação crescente da comunidade médica europeia, das empresas produtoras de equipamentos e mesmo de pacientes em relação ao controle da dose de radiação determinada pelos diversos exames que utilizam radiação ionizante (EUROPEAN COMMISSION, 2000).

Existem várias estratégias em desenvolvimento ou já em uso nos equipamentos mais modernos, como, por exemplo, a modulação da corrente do tubo conforme a variação de espessura na região anatômica estudada. No entanto, o parque de equipamentos instalados no País inclui muitos aparelhos relativamente antigos e que não trazem nenhuma facilidade de software ou de manuseio dos parâmetros que influenciam a dose utilizada em cada exame.

Image Gently é uma campanha educativa mundial criada nos Estados Unidos em 2007 pela ARSPI *Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging* e que tem como objetivo a conscientização de maior cuidado e segurança na radiação diagnóstica nos pacientes pediátricos, protegendo as crianças de doses desnecessárias de radiação ionizante durante exames radiológicos, tendo como foco principal os exames de tomografia computadorizada. A campanha teve uma expansão global. Os tópicos principais do *Image Gently* são: padronização e controle da indicação correta dos exames de TC e de raios X, realização desses exames com as menores doses de radiação possíveis, adequação das técnicas destes exames aos pacientes pediátricos e às indicações diagnósticas, e obtenção

do apoio das empresas que desenvolvem os equipamentos radiológicos para que exista uma padronização das medidas de radiação (IMAGE GENTLY, 2014).

A *Society for Pediatric Radiology*, criada em 1981 nos Estados Unidos, para promover a excelência em cuidados na saúde pediátrica criou a *Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging* e lançou, em 2008, uma campanha intitulada *Image Gently* (IMAGE GENTLY, 2014). O objetivo da campanha é mudar as atitudes nas práticas radiodiagnósticas médicas e nos exames de ultrassom, aumentando a consciência do corpo clínico, dos pais e da população, visando promover a proteção radiológica do público pediátrico na obtenção de imagens radiológicas. Atualmente, a campanha já alcançou 18.100 profissionais na área médica, ocasionando declarações de médicos preocupados com os níveis de radiação nos exames de TC pediátricas.

2.2.1 Posicionamento do Paciente

Para a varredura de tórax, o paciente deve ser posicionado em decúbito dorsal, com o corpo apoiado e alinhado com a mesa de exames no interior do gantry (local onde está localizado o tubo de raios X), que deverá estar sem inclinação (a zero grau). Os braços devem estar estendidos para trás da cabeça, de modo a não sobrepor a região de interesse, evitando artefatos – a Figura 2.1 apresenta imagens de posicionamentos do paciente visando à varredura do tórax.

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

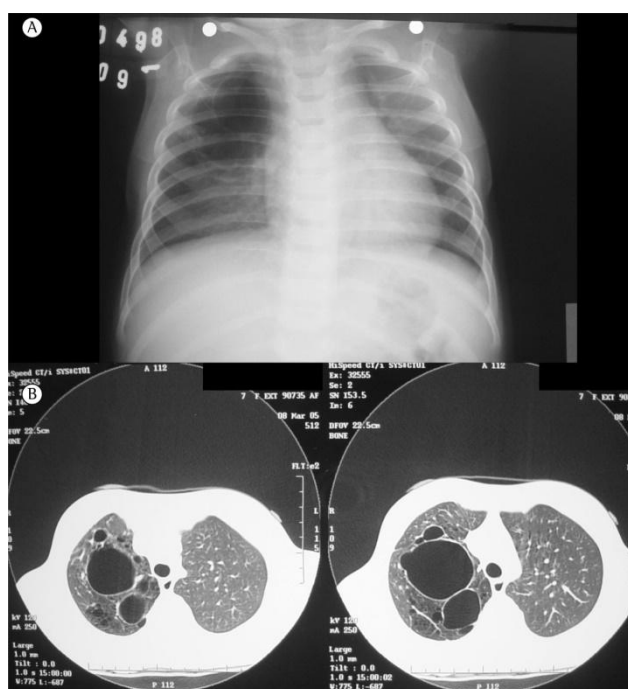
Figura 2.1 Posicionamento do paciente para varredura de tórax: cabeça para fora (a) e para dentro (b) do gantry.



Fonte: arquivo pessoal.

Na TC do tórax, predominantemente, é realizada com o usuário posicionado em decúbito dorsal. O posicionamento pode ter alguma variação em decorrência de necessidades específicas do paciente. Na Figura 2.2 são apresentadas três imagens geradas com raios X, sendo uma radiografia frontal e duas imagens de TC de cortes axiais de um tórax pediátrico.

Figura 2.2 Imagens de pulmões, radiografia frontal (a) e cortes axiais (b).



Fonte: arquivo pessoal.

Por meio do estudo tomográfico do tórax, é feita a avaliação: regiões do mediastino, pulmonar e toda a caixa torácica, quando necessário. As principais indicações do exame de TC do tórax pediátrico são: trauma, hemorragia, infecção, doenças vasculares, rastreamento, estadiamento de tumores e abscessos.

2.3 Evolução 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, quando o tempo de aquisição de uma única imagem demorava vários minutos, até os equipamentos atuais, que possuem arcos multidetectores, fazem aquisições helicoidais e permitem a varredura de regiões inteiras do corpo em poucos segundos (MOURÃO e OLIVEIRA, 2009).

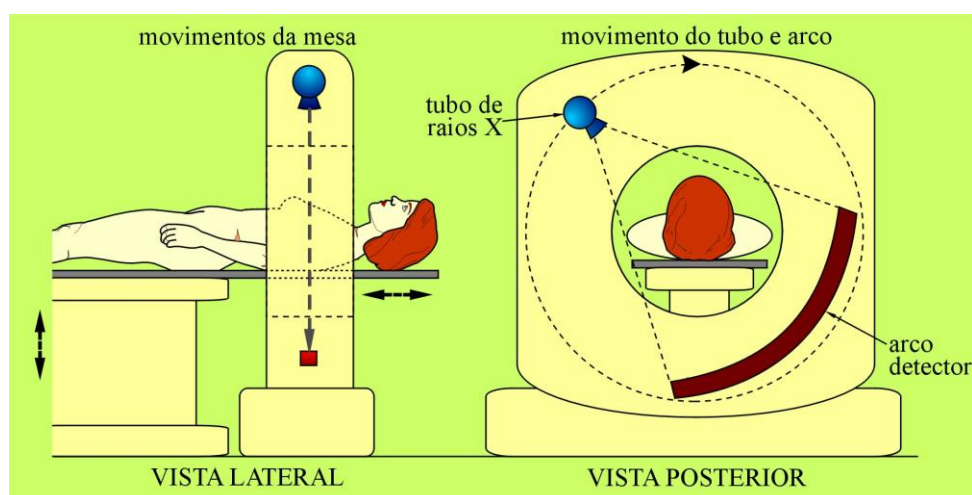
Os aparelhos hoje utilizados apresentam um tubo de raios X e um arco de detectores posicionados em lados opostos do paciente no interior do gantry. O aparelho de TC utiliza um tubo gerador de raios X, que emite radiação enquanto se move em círculo em torno do objeto ou do paciente do qual se deseja gerar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

Os aparelhos mais simples possuem uma única fileira de detectores e são conhecidos comercialmente como aparelhos de TC de corte único: a cada volta que o tubo de raios X dá em torno do paciente, captura informações de uma única fatia irradiada e pode gerar uma imagem de corte axial.

Os aparelhos mais complexos possuem arcos multidetectores, também denominados de multicanais. Os arcos multidetectores permitem a aquisição de mais de uma imagem de corte 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 figura 2.3 ilustra o posicionamento do tubo de raios X e do arco de detectores no interior do gantry de um aparelho de TC.

Figura 2.3 Posicionamento de paciente em aparelho de TC: vista lateral com a mesa deslocada horizontalmente para dentro do gantry, 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 2, 4, 8, 16, 32, 64, ou 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 diagnóstica esse equipamento pode proporcionar (MOURÃO, 2015).

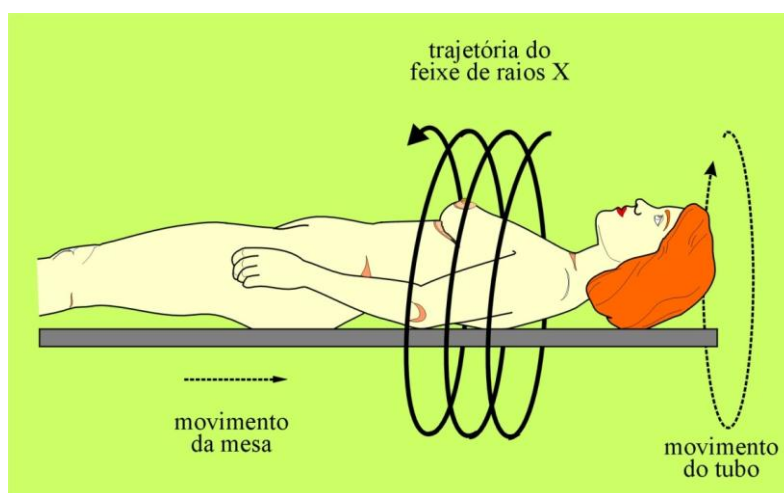
Em virtude da necessidade de processar um volume de dados muito maior simultaneamente, além de possuírem uma quantidade maior de detectores, aparelhos multicanais necessitam de computadores com maior capacidade de processamento e, conseqüentemente, são mais caros (JAN, 2005; BANKMAN, 2013).

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. Por não ter paradas da mesa durante a aquisição de dados, as varreduras helicoidais são mais rápidas. A Figura 2.4 apresenta a trajetória helicoidal do feixe de raios X em relação ao paciente, quando o tubo gira continuamente em torno do paciente e a mesa se desloca simultaneamente em velocidade constante por toda a distância da varredura (BANKMAN, 2013).

Figura 2.4 Imagem da trajetória de feixe de raios X em aquisições helicoidais.

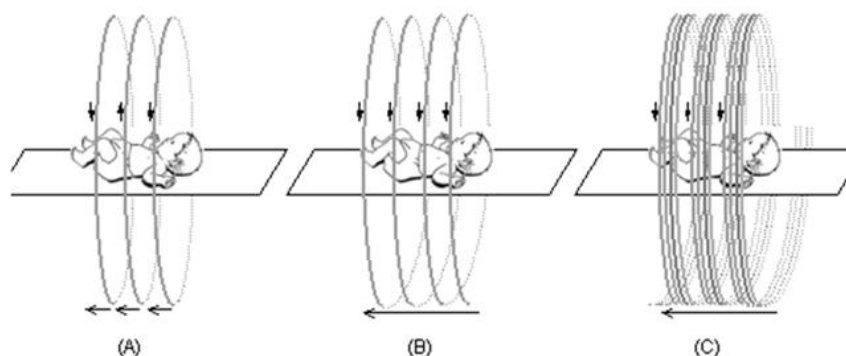


Fonte: (MOURÃO e OLIVEIRA, 2009)

Os aparelhos atuais são, em sua maioria, 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.

A figura 2.5 ilustra as formas da trajetória do feixe de raios X em relação ao paciente para a aquisição de dados no modo axial em A, helicoidal em B e helicoidal multicorte em C.

Figura 2.5 Processo de movimentação do tubo de raios X e da mesa em aquisição de dados axial (A) helicoidal de corte único (B) e helicoidal multicorte (C).



Fonte: (FILHO, 2006)

2.4 Princípios de geração da imagem

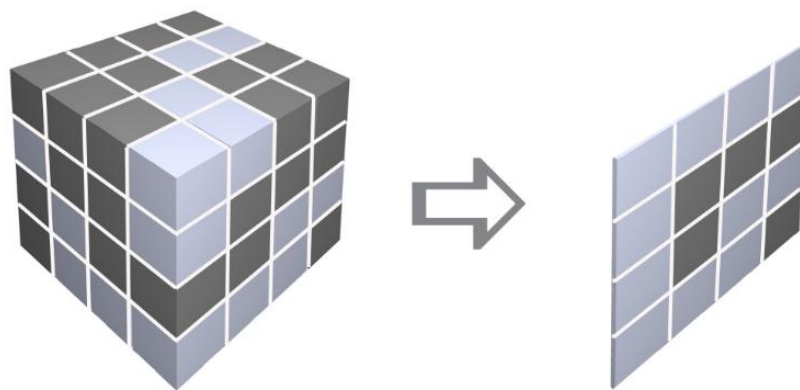
Os aparelhos de TC surgiram com a possibilidade de gerar imagens de cortes anatômicos axiais diferentemente das imagens de projeção geradas nas radiografias. As imagens tomográficas são reconstruídas a partir de um grande número de medições em diversas posições do sistema tubo-arco detector, e os dados 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).

Após a determinação do valor da atenuação de cada voxel, ocorre a reconstrução da imagem digital que representa a fatia irradiada. Cada elemento que compõe a imagem digital é denominado pixel, e cada pixel representa, na imagem, um voxel ou conjunto de voxels. Tecidos que apresentam grande absorção do feixe de raios X serão colorizados mais claros, e os de menor absorção, mais escuros. Numa matriz bidimensional, cada pixel vai representar, em tom de cinza, a atenuação promovida pelo voxel que representa (CALZADO *et. al.*, 2010).

Portanto os valores numéricos para os coeficientes de atenuação são obtidos por meio de algoritmos para resoluções de equações matemáticas geradas a partir dos dados enviados pelos detectores. Então cada voxel ou conjunto de voxels está associado a um valor do coeficiente de atenuação (μ) do tecido e, posteriormente, será representado na imagem por um pixel. A figura 2.6 apresenta uma ilustração da divisão de uma fatia em voxels e de sua representação por uma imagem composta por pixels. 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.

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



Fonte: (MOURÃO, 2015)

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).

2.5 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 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, além da distância de varredura e o pitch (também definido como fator de passo) estarem 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, nos protocolos, tornou-se informação fundamental. O fator de passo pitch p é um parâmetro adimensional obtido pela razão entre a distância de deslocamento da mesa l , em mm, quando o tubo de raios X descreve uma volta completa em torno do paciente, pela espessura do feixe de raios X, também em mm, definida pela equação 2.1.

$$p = \frac{l}{e} \quad (2.1)$$

A aquisição de dados para a produção de um diagnóstico inicia-se com a geração de um topograma (*scout*), que é uma radiografia frequentemente 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).

Neste trabalho, utilizou-se o protocolo de TC de tórax com tensões de 80,90,100 e 120 Kv , com 0,5 segundos , FOV de 250 mm , corrente de 200Ma e pitch de 0,984 e 0,938.

O número de protocolos disponíveis é variável, e a geração de novos protocolos é sempre possível. Esse tipo de varredura permite detectar alterações anatômicas nessas estruturas e avaliar tumores que são comumente encontrados nessa região (BANKMAN, 2013; JAN, 2005).

2.6 Câmara 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 (OLIVEIRA; MOURÃO, 2011).

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 podem ser ou não seladas. As câmaras não seladas são abertas e exigem corrigir a leitura obtida de acordo com as condições ambientais de calibração. A resposta desse tipo de câmara depende da densidade

do gás que está no seu interior, e essa densidade varia com as condições de pressão, temperatura e umidade (ATTIX, 2004).

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, a câmara lápis deve ser posicionada em objetos simuladores cilíndricos 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, e sua principal característica é 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).

Uma das características típicas dessa câmara é que ela apresenta uma resposta uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo. Portanto, ela é adequada para utilização em equipamentos onde o tubo de raios X rotaciona, como os aparelhos de TC. 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 dosimétricos. Os objetos simuladores são utilizados para representar mais fielmente a situação clínica e, portanto, as câmaras sofrem influência tanto da radiação proveniente do feixe primário como da radiação espalhada no simulador (MAIA, 2005). A figura 2.7, abaixo, apresenta um conjunto de medição de dose composto por uma câmara do tipo lápis conectada e um eletrômetro.

Figura 2.7 Câmara de ionização tipo lápis.



Fonte: (EUROPEAN HOSPITAL, 2016)

2.7 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 imagem, 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 nas posições periféricas 3, 6, 9, 12 e no seu interior, cuja relação anatômica é o mediastino na região central, dependendo das características do feixe de raios X, da espessura e do formato do objeto. Essas grandezas são utilizadas como referência para estimar e minimizar a dose 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*). (SHOPE et al., 1981)

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, $C_{a,100}$, medido 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 equação 2.2, descrita

abaixo. A faixa de integração está posicionada simetricamente sobre o volume irradiado.

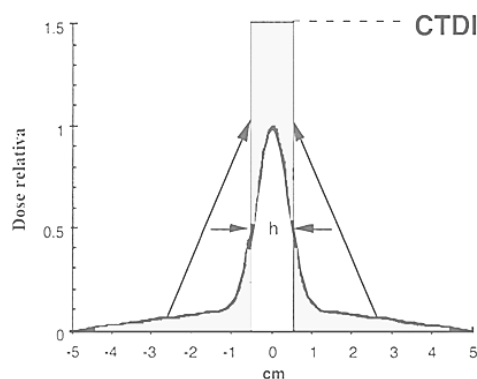
$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} k(z) dz \quad (2.2)$$

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 avaliado 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 (mGy). 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 pela câmara pela variação entre o parâmetro do coeficiente de atenuação linear μ em relação à densidade ρ 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 figura 2.8.

Figura 2.8 Perfil de dose para um único corte (aquisição axial) com espessura do feixe de 10 mm.



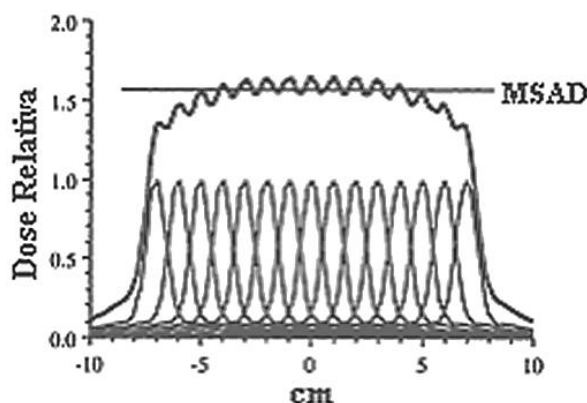
Fonte: (TACK e GEVENOIS, 2012)

A área escura do gráfico 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 figura 2.9 apresenta o perfil de dose para um único corte (aquisição axial) com espessura nominal de 10 mm, e a figura 2.8 apresenta o perfil de dose para uma série de 15 cortes, com 10 mm de espessura e 10 mm de descolamento da mesa para cada irradiação, ou seja, pitch igual a 1.

Figura 2.9 Perfil de dose para uma série de 15 cortes sequenciais de 10 mm de espessura e pitch 1.



Fonte: (TACK e GEVENOIS, 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 equação 2.3.

$$C_W = \frac{1}{3} C_{PMMA,100,C} + \frac{2}{3} C_{PMMA,100,P} \quad (2.3)$$

Como o C_W não considera o fator de passo devido à velocidade de deslocamento da mesa (pitch), 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, em aquisições helicoidais, ou o incremento da mesa entre cortes em aquisições sequenciais. Para o seu cálculo, considera-se o pitch, conforme a equação 2.4.

$$C_{vol} = \frac{C_w}{pitch} \quad (2.4)$$

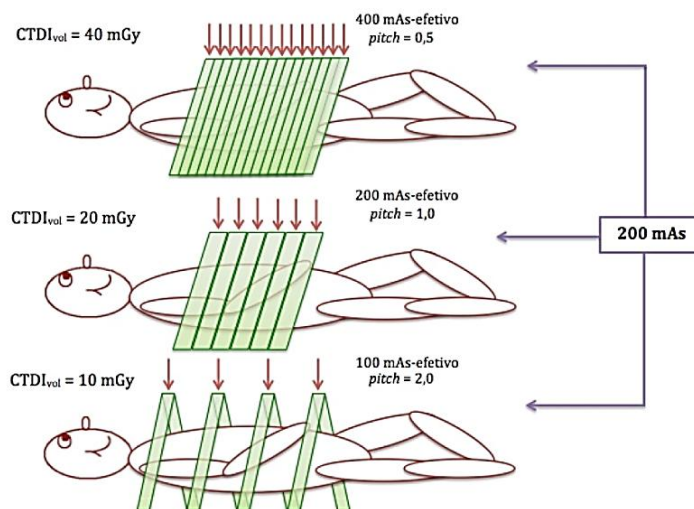
Fazendo-se a correção pelo fator μ/ρ do ar, no qual a câmara está calibrada para o PMMA, pode-se obter o $CTDI_{vol}$, que é um parâmetro indicado nos relatórios gerados pelos equipamentos de TC após a realização de varreduras, de acordo com a equação 2.5.

$$CTDI_{vol} = C_{vol} \cdot \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{PMMA}}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ar}} \quad (2.5)$$

O valor do $MSAD$, ilustrado na figura 2.8, quando o pitch é igual a 1, é igual ao valor do $CTDI_{vol}$. As unidades de medida dos índices de dose e kerma, bem como do $MSAD$ é o Gray (no caso de medidas em varreduras de TC, está na faixa dos mGy). A figura 2.10 ilustra como o índice de dose volumétrico $CTDI_{vol}$ pode variar em função da variação do pitch em varreduras helicoidais de TC.

Considerando uma carga de 200 mA.s e os demais parâmetros invariáveis, a dose em paciente tem uma variação inversa ao valor do pitch, ou seja, quanto maior o valor do pitch menor a dose depositada em paciente. No entanto, o valor do pitch influencia na qualidade da imagem gerada, pois valores de pitch bem maiores que 1 implicam em uma imagem mais ruidosa.

Figura 2.10 Variação do índice de dose volumétrico com o pitch.



Fonte: (FILHO, 2006)

O produto kerma-comprimento P_{KL} é calculado de acordo com a equação 2.5, em que o índice j representa cada sequência ou série de varreduras helicoidais de toda a área irradiada durante a obtenção da imagem tomográfica, l_j é a distância de varredura e P_{it} é a carga do tubo para uma única varredura axial. Usa-se também o conceito de dose efetiva, estimada a partir do $P_{KL,TC}$ em função de um fator de conversão k .

$$P_{KL,TC} = \sum n C_{vol} j l_j P_{it} \quad (2.5)$$

A dose efetiva tem sido utilizada como indicador de risco para pacientes em radiologia diagnóstica (MAZONAKIS *et al.*, 2004). Segundo definição da *International Commission on Radiological Protection* (2006), 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 compara, ainda, o uso de tecnologias e procedimentos similares em diferentes tecnologias para o mesmo exame médico.

No entanto, para planejar a exposição de pacientes e avaliar risco/benefício, a dose equivalente nos órgãos irradiados é a grandeza mais relevante. Este é especialmente o caso quando se pretende estimar o risco. As medidas experimentais nos órgãos em objetos simuladores é o método mais direto para

obtenção da dose em pacientes de TC. A dose efetiva tem como nomenclatura a dose efetiva normalizada E_n definida pela equação 2.6, por compreender que essa designação está mais adequada ao objetivo proposto no uso do coeficiente k .

$$E_n \cong k \cdot P_{KL} \quad (2.6)$$

A dose efetiva inclui fatores de ponderação que são derivados a partir de considerações radiobiológicas. A dose efetiva não é apropriada para a avaliação da dose de radiação de um paciente individual, porque os fatores de ponderação não são pertinentes para um paciente específico. Valores de doses efetivas calculadas pela NRPB (*National Radiological Protection Board*) foram comparadas com valores do $P_{KL,TC}$ para determinar um coeficiente k , em que esses valores são dependentes somente da região do corpo irradiada. A tabela 2.1 ilustra como esses valores podem variar, dependendo da fonte de estudo.

Tabela 2.1 Valores de k utilizados no cálculo da dose efetiva normalizada por 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	-

Capítulo 3

Materiais e Métodos

Neste capítulo, são apresentados os materiais utilizados para a realização deste trabalho, que são: os aparelhos de TC, nos quais foram realizadas as varreduras de tórax, os objetos simuladores de tórax, o sistema de medição de dose de radiação, bem como os protocolos de varreduras utilizados para a aquisição de imagens de tórax.

3.1 Aparelhos de tomografia computadorizada

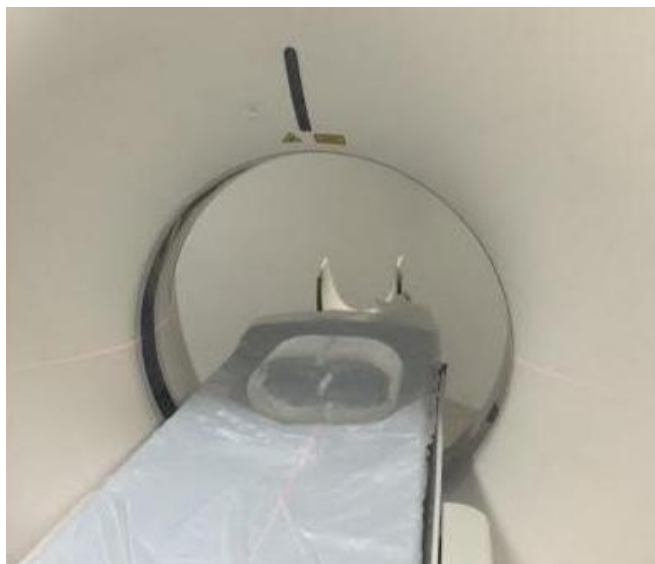
Os experimentos para a observação da comparação dos índices de kerma e dose em TC depositados nos objetos simuladores de tórax foram realizados em dois tomógrafos multicanais, um tomógrafo da marca GE e outro da marca Philips. Para a captura de dados relativos às doses absorvidas foram utilizados os protocolos de rotina para tórax e protocolos otimizados de varredura de tórax infantil. A tabela 3.1 apresenta as principais características dos aparelhos de TC utilizados.

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	Philips	<i>Brilliance</i>	16	90, 120 e 140	12

A figura 3.1 apresenta uma imagem do aparelho de tomografia A com o objeto simulador de tórax pediátrico posicionado no interior do gantry.

Figura 3.1 Aparelho de tomografia A com o objeto simulador de tórax pediátrico posicionado no interior do gantry.

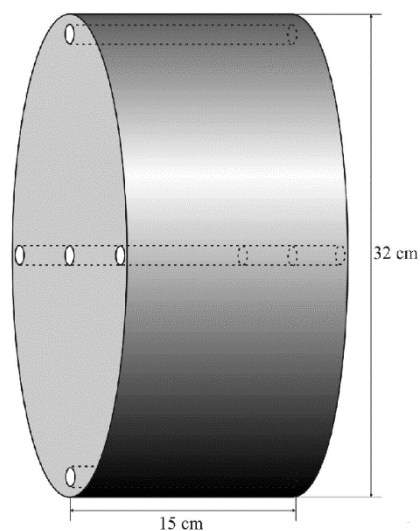


Fonte: arquivo pessoal.

3.2 Objetos simuladores

Foram construídos pela equipe de pesquisa do Centro de Pesquisa em Engenharia Biomédica (CENEB) dois objetos simuladores de tórax, sendo um representativo de um tórax de paciente adulto e outro pediátrico. O objeto simulador de tórax de paciente adulto 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. A figura 3.2 apresenta um desenho do objeto simulador do tórax adulto.

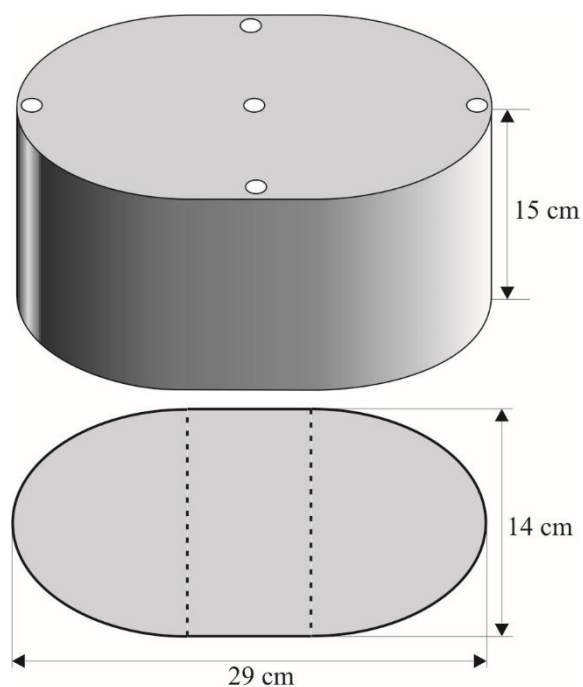
Figura 3.2 Objeto simulador de tórax adulto.



Fonte: arquivo pessoal.

O objeto simulador de tórax pediátrico feito de PMMA é oblongo, com dimensões de 14 por 29 cm, representando as dimensões do tórax de um paciente pediátrico de oito anos, incluindo a região axilar. Esse objeto faz parte de um conjunto de objetos simuladores desenvolvidos. A figura 3.3 apresenta uma ilustração com as dimensões desse objeto simulador.

Figura 3.3 Objeto simulador de tórax pediátrico.



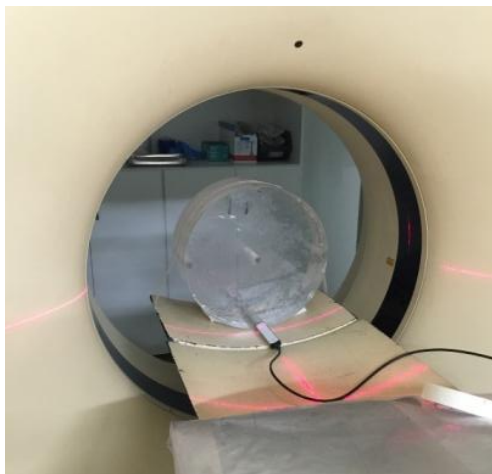
Fonte: arquivo pessoal.

Os objetos simuladores de tórax possuem cinco orifícios, 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 tipo lápis, visando às medidas de dose nas cinco regiões. 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 figura 3.4 apresenta o posicionamento do objeto simulador adulto no isocentro do gantry, com a câmara tipo lápis posicionada na abertura 6.

Figura 3.4 Objeto simulador de tórax adulto posicionado no isocentro do gantry.



Fonte: arquivo pessoal.

3.3 Câmara de ionização

As medidas de índices de kerma no ar e dose foram realizadas utilizando uma câmara tipo lápis 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 lápis 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 tipo lápis 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 nos dois objetos simuladores, em modo axial, com uma tensão de alimentação do tubo de raios X de 120 kV nos dois tomógrafos.

Para o objeto simulador pediátrico foram realizadas ainda varreduras com 100 e 80 kV no tomógrafo A e 90 kV no tomógrafo B.

3.3.1 Calibração da Câmara de ionização

A calibração da câmara de ionização e eletrômetro UNFORS Ray Safe n. 8201023-C Xi, utilizados neste trabalho, foi realizada tendo como referência de calibração a câmara tipo lápis padrão. A figura 3.5 ilustra a imagem da câmara de ionização e do eletrômetro utilizados neste trabalho.

Figura 3.5 Câmara de ionização tipo lápis e eletrômetro UNFORS RAY SAFE.



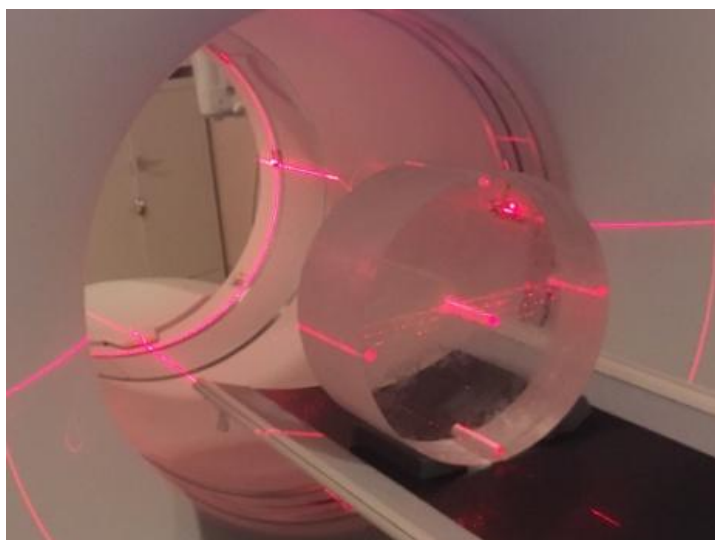
Fonte: arquivo pessoal.

3.4 Protocolos de Varredura

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°, objeto simulador posicionado no isocentro, com a mesa estática durante a aquisição dos cortes da fatia central.

Na sala de exames, o objeto simulador adulto e, posteriormente, o pediátrico foram colocados sobre a mesa e, com o auxílio de lasers, foram orientados de modo que o seu eixo central passasse pelo isocentro do gantry durante o deslocamento da mesa. A figura 3.6 apresenta a utilização dos lasers para o alinhamento do objeto simulador de tórax adulto para a realização das varreduras.

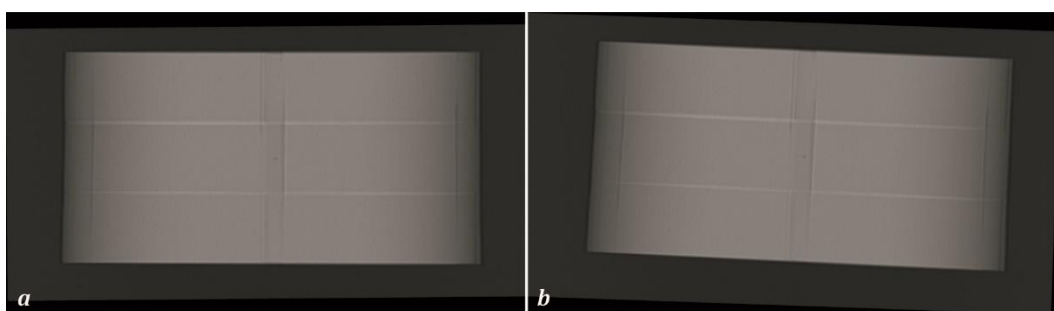
Figura 3.6 Uso de lasers para o alinhamento do objeto simulador de tórax adulto com o isocentro.



Fonte: arquivo pessoal.

No comando do tomógrafo foram geradas varreduras com o tubo e detectores estacionários para a obtenção de imagens de *scout*, ou topograma. Nessa imagem, é realizada a programação do exame de TC, em que se verifica se o alinhamento do objeto simulador em relação ao isocentro do gantry foi realizado corretamente. Caso haja assimetria de posicionamento do objeto, esse deverá ser reposicionado, e o *scout*, repetido. A figura 3.7 apresenta radiografias frontais do objeto simulador de tórax pediátrico obtidas no ciclo de *scout*. A imagem *a* está corretamente alinhada, e a imagem *b* está inclinada para o lado esquerdo do objeto (lado direito da imagem).

Figura 3.7 Imagens de *scout* do objeto simulador de tórax pediátrico, alinhado “*a*” e desalinhado “*b*”.

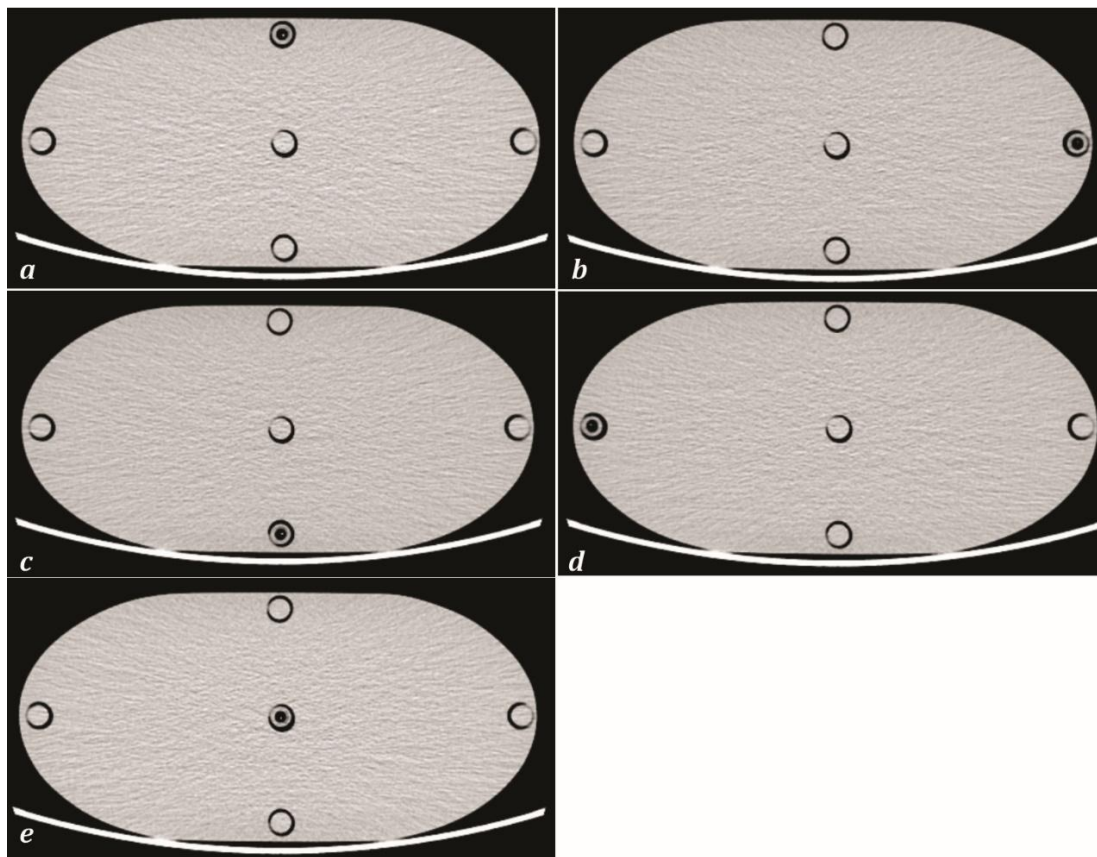


Fonte: arquivo pessoal.

Os experimentos para a observação da comparação dos índices de dose em TC pelos objetos simuladores de tórax foram realizados em dois tomógrafos definidos

como tomógrafo A, da marca GE, e tomógrafo B, da marca Philips. Para a obtenção das medidas a fatia central foi irradiada com a câmara de ionização posicionada alternadamente em cada uma das cinco aberturas do objeto. A figura 3.8 apresenta imagens de corte axial da fatia central do objeto simulador de tórax pediátrico com a câmara de ionização posicionada em cada uma das cinco aberturas.

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



Fonte: arquivo pessoal.

As tabelas 3.2 e 3.3 apresentam os protocolos utilizados para a irradiação da fatia central, em modo axial, para os tomógrafos A e B, respectivamente.

Tabela 3.2 Protocolos de irradiação da fatia central do tomógrafo A.

Protocolo	Tensão (kV)	corrente (mA)	Carga (mA.s)	Tempo do tubo (s)	Espessura (mm)
adulto	120	200	100	0,5	10
pediátrico	120	200	100	0,5	10
	100	200	100	0,5	10
	80	200	100	0,5	10

Tabela 3.3 Protocolos de irradiação da fatia central do tomógrafo B.

Objeto simulador	Tensão (kV)	corrente (mA)	Carga (mA.s)	Tempo do tubo (s)	Espessura (mm)
adulto	120	100	75	0,75	12
pediátrico	120	100	75	0,75	12
	90	100	75	0,75	12

Os protocolos de varreduras de tórax de paciente, não importando se adulto ou pediátrico, nos dois tomógrafos estudados, utilizam a tensão de alimentação do tubo de 120 kV. As tabelas 3.4 e 3.5 apresentam os parâmetros dos protocolos utilizados nas varreduras de tórax nos tomógrafos A e B, respectivamente.

Nestas tabelas, são apresentados o protocolo utilizado na rotina do serviço para todos os pacientes, independentemente do tamanho ou idade, e a proposta de protocolos otimizados para o objeto simulador de tórax pediátrico.

Tabela 3.4 Protocolos de varredura de tórax do tomógrafo A.

Protocolo	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	Tempo do tubo (s)	Espessura do feixe (mm)	Pitch	Distância (cm)
Rotina	120	300	150,0	0,5	40	0,984	10
Otimizado	120	115	57,5	0,5	40	0,984	10
	100	195	97,5	0,5	40	0,984	10
	80	370	185,0	0,5	40	0,984	10

Tabela 3.5 Protocolos de varredura de tórax do tomógrafo B.

Protocolo	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Carga (mA.s)	Tempo do tubo (s)	Espessura do feixe (mm)	Pitch	Distância (cm)
Rotina	120	500	250,0	0,5	12	0,938	10
Otimizado	120	186	93,0	0,5	12	0,938	10
	90	440	220,0	0,5	12	0,938	10

Os dois tomógrafos possuem sistema de controle automático para redução de dose através do controle de corrente (mA). Assim sendo, o objeto simulador pediátrico foi varrido com o sistema de controle automático de corrente acionado, e foram obtidas as correntes típicas geradas nas varreduras do objeto simulador para cada tensão, começando com a tensão de 120 kV, que é a tensão utilizada no protocolo dos serviços, e as tensões inferiores a esta, existentes como possibilidade de uso em cada aparelho: as tensões de 80 e 100 kV, no tomógrafo A, e 90 kV, no tomógrafo B.

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 calibrados pela influência da temperatura e pressão através do fator de calibração da câmara de ionização. Para a obtenção dos valores de Índice de dose em TC (CTDI) os valores de kerma devem ser corrigidos por um fator (FC) definido pelo valor do coeficiente de atenuação de massa do PMMA dividido pelo coeficiente de atenuação de massa do ar.

Os valores de FC 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 150 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 tabela 3.6 apresenta os valores obtidos para a conversão do Kerma no ar no PMMA para CTDI.

Tabela 3.6 Fator de conversão de AR-PMMA para tensões variadas.

Tensão (kV)	Energia média (keV)	Coef. de Atenuação linear		Fator de Conversão (FC)
		Ar	PMMA	
80	55	0,1978	0,1999	1,0106
90	60	0,1875	0,1924	1,0261
100	65	0,1822	0,1881	1,0324
120	72	0,1747	0,1820	1,0418

Capítulo 4

Resultados

Neste capítulo, encontram-se os resultados relativos ao desenvolvimento e construção dos objetos simuladores de tórax, as medições de índice de kerma no ar e dose realizadas nas varreduras desses objetos, e as discussões relativas aos resultados obtidos.

4.1 Desenvolvimento de objetos simuladores

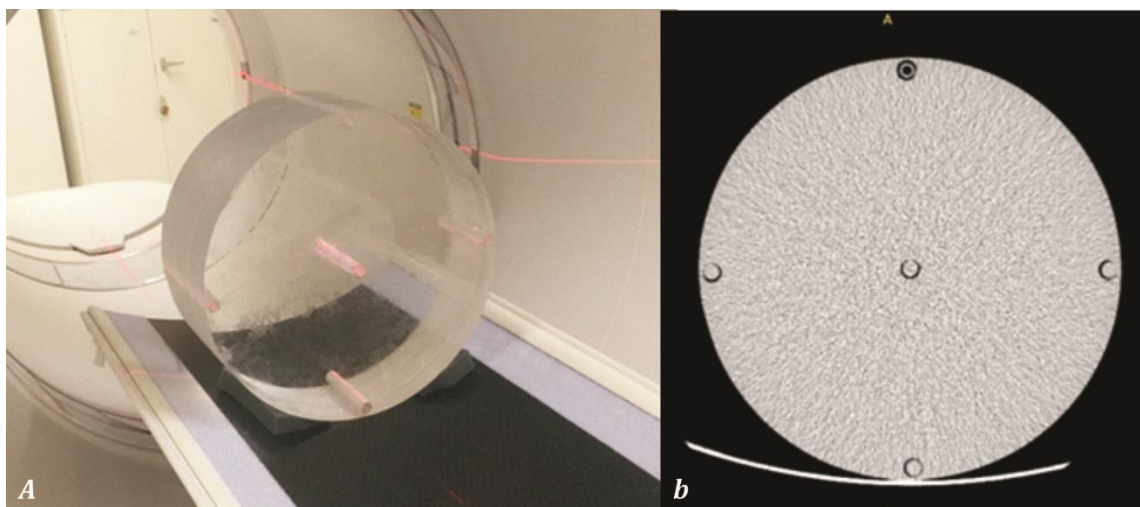
Foram construídos os dois objetos simuladores de tórax de adulto e pediátrico, sendo que o último é um objeto padrão utilizado para se obter as referências de dose estimadas pelos aparelhos de TC quando fazem varreduras de tórax de qualquer paciente. Por essa razão, independentemente do tamanho do paciente, quando se usa um mesmo protocolo, o aparelho indica o mesmo índice de dose.

Visando à comparação das medidas entre os objetos simuladores, foi construído um objeto simulador de paciente adulto padrão, fabricado em PMMA, em formato cilíndrico de 32 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento, com cinco aberturas para posicionamento da câmara tipo lápis e cinco tarugos para preenchimento dessas aberturas.

O comprimento de 15 cm é definido para ser possível acomodar a câmara de ionização do tipo lápis, que tem um comprimento útil de 10 cm e demanda uma abertura de meia polegada de diâmetro e 15 cm de comprimento.

Para o posicionamento da câmara existem cinco aberturas no objeto simulador, que são, normalmente, preenchidas com tarugos de PMMA durante a aquisição de dados com o objeto. Durante as medições de dose com o uso da câmara, o tarugo da posição onde se deseja realizar a medição é removido para o posicionamento da câmara tipo lápis. A figura 4.1 apresenta uma imagem do objeto simulador de tórax adulto e uma imagem de corte axial da fatia central com a câmara tipo lápis na posição 12.

Figura 4.1 Vista frontal do objeto simulador de tórax adulto A e imagem de corte axial da fatia central com a câmara de ionização na posição 12 b.



Fonte: arquivo pessoal.

O objeto simulador de tórax pediátrico foi construído de PMMA com a seção de corte axial em formato oblongo, mais semelhante ao paciente, incluindo as regiões axilares, com dimensões de 14 por 29 cm, representando as dimensões do tórax de um paciente pediátrico de oito anos, e 15 cm de comprimento. A figura 4.2 apresenta uma imagem do objeto construído.

Figura 4.2 Vista frontal do posicionamento do objeto simulador de tórax pediátrico no gantry.

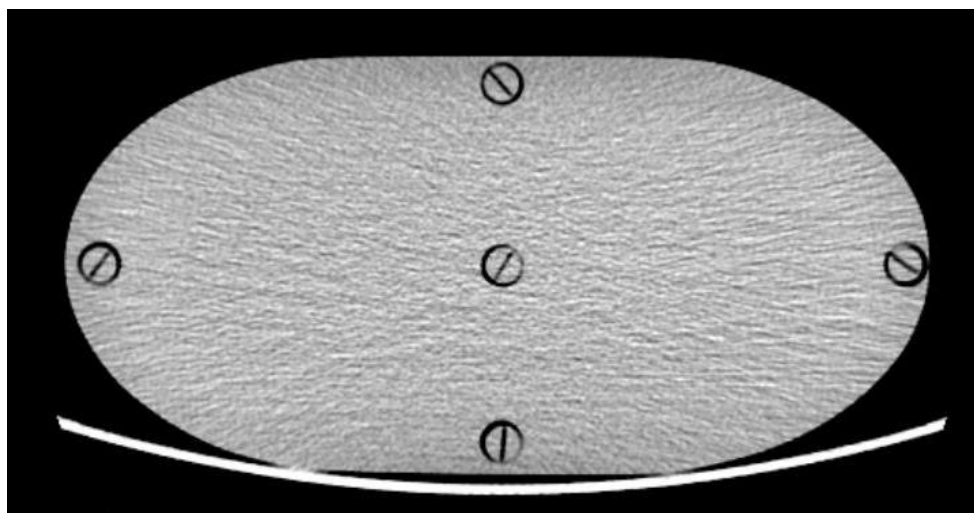


Fonte: arquivo pessoal.

Assim como o objeto simulador de tórax adulto, o objeto pediátrico possui cinco orifícios, sendo um central e quatro periféricos defasados de 90°, e tem seu centro distanciado de 10 mm da borda do objeto para o posicionamento da câmara

de ionização. A figura 4.3 apresenta uma imagem de corte axial da fatia central do objeto simulador de tórax pediátrico com as cinco aberturas preenchidas com tarugos de PMMA.

Figura 4.3 Imagem de corte axial de objeto simulador de tórax pediátrico.



Fonte: arquivo pessoal.

4.2 Medições de Kerma no ar no PMMA ($C_{k,PMMA,100}$)

As medições de $C_{k,PMMA,100}$ foram realizadas para os dois objetos simuladores nos tomógrafos A e B com a irradiação da fatia central, para a tensão de 120 kV e uma carga de 100 mA.s, conforme protocolos definidos para a irradiação da fatia central.

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

A irradiação da fatia central do objeto simulador adulto foi feita utilizando os parâmetros definidos na tabela 3.2. Foram obtidos cinco valores de $C_{k,PMMA,100}$ para as cinco posições de medição, que são apresentados na tabela 4.1. Nesta tabela, também são apresentados os valores médios obtidos para cada posição e o desvio-padrão (SD) da medida.

Observando os valores da média para as cinco posições, verifica-se que, dentre os valores de kerma no ar no PMMA periféricos, o maior valor registrado foi $12,52 \pm 0,34$ mGy, e ocorreu na posição 12, e o menor foi $10,50 \pm 0,03$ mGy na

posição 6, o que é um efeito decorrente da filtração do feixe pela mesa quando o tubo irradia o objeto de baixo para cima. Como a contribuição na composição do valor registrado do ponto 6 é maior nesse momento, em virtude da proximidade do foco do feixe, o valor total do kerma nessa posição torna-se normalmente menor. Para essas medições, o desvio-padrão (SD) variou entre 0,29% e 2,72% do valor médio.

Tabela 4.1 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de tórax adulto para 120 kV e 100 mA.s.

Posição	3	6	9	12	Central
Medidas	11,70	10,52	11,97	12,26	5,73
	12,48	10,53	11,91	12,37	5,77
	11,73	10,51	11,87	12,72	5,73
	11,69	10,45	11,95	13,04	5,71
	11,91	10,52	11,97	12,22	5,72
Média	11,90	10,50	11,93	12,52	5,73
SD	0,33	0,03	0,04	0,34	0,02

A proximidade entre as doses nos pontos 3 e 9 indicam o bom posicionamento do objeto no isocentro do gantry, visto que, caso o objeto esteja deslocado para a direita, haveria uma maior deposição de dose no ponto 3 e, conseqüentemente, menor no ponto 9.

O valor médio obtido no ponto central foi o menor, $5,73 \pm 0,02$, correspondendo a, aproximadamente, 48,52% da média dos valores periféricos. Cabe ressaltar que a dose registrada nos pontos 3 e 9 são de suma importância, pois aí estão localizadas as cadeias linfáticas axilares que são radiossensíveis.

Tabela 4.2 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de tórax pediátrico para 120 kV e 100 mA.s.

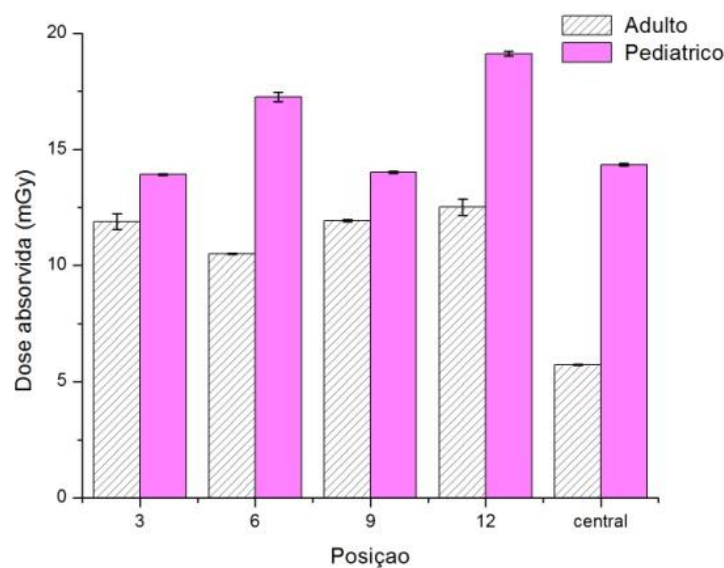
Posição	3	6	9	12	Central
Medidas	13,97	16,94	13,95	19,06	14,39
	13,92	17,35	14,00	19,09	14,23
	13,89	17,20	14,05	19,08	14,35
	13,97	17,44	14,03	19,30	14,36
	13,89	17,39	14,03	19,07	14,37
Média	13,92	17,26	14,01	19,12	14,34
SD	0,04	0,20	0,04	0,10	0,06

Para a irradiação da fatia central do objeto simulador pediátrico foram utilizados os parâmetros definidos na tabela 3.2. Foram obtidos cinco valores de $C_{k,PMMA,100}$ para as cinco posições de medição que são os da tabela 4.2. Nessa tabela, também são apresentados os valores médios para cada posição e o desvio-padrão (SD) da medida.

Os valores da média do kerma no ar no PMMA $C_{k,PMMA,100}$ calculados permitem verificar que a maior dose registrada foi $19,12 \pm 0,10$ mGy e ocorre na posição 12; e a menor foi $13,92 \pm 0,04$ mGy na posição 3. Os valores de dose nas posições 3, central e 9 são muito próximos e menores que os valores registrados nas posições 6 e 12. Para essas medições o desvio-padrão variou entre 0,29% e 1,16% do valor médio.

A figura 4.4 apresenta um gráfico com os valores de $C_{k,PMMA,100}$ medidos nos dois objetos simuladores e, nas 5 posições, o erro apresentado nas barras corresponde ao desvio-padrão. Este gráfico permite verificar, primeiramente, que todas as medidas realizadas no objeto simulador de tórax pediátrico foram maiores que aquelas medidas nas mesmas posições no objeto simulador de tórax adulto.

Figura 4.4 Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para objeto simulador adulto e pediátrico no tomógrafo A.



A maior variação registrada ocorreu na região central, cujo registro foi de $5,73 \pm 0,02$ mGy para o objeto simulador adulto e de $14,34 \pm 0,06$ mGy para o objeto simulador pediátrico, onde houve um aumento de 150,26%. A menor variação ocorreu na posição 9, cujo registro foi de $11,93 \pm 0,04$ mGy para o objeto simulador adulto e de $14,01 \pm 0,04$ mGy para o objeto simulador pediátrico, onde houve um aumento de 17,43%. Dentre todos os valores medidos, o maior valor medido foi $19,12 \pm 0,04$ mGy na posição 12 do objeto simulador pediátrico.

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

A irradiação da fatia central do objeto simulador adulto foi feita utilizando os parâmetros definidos na tabela 3.3. Foram obtidos cinco valores de $C_{K,PMMA,100}$ para as cinco posições de medição, que são apresentados na tabela 4.3. Nesta tabela, também são apresentados os valores médios obtidos para cada posição e o desvio-padrão (SD) da medida.

Tabela 4.3 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de tórax adulto.

Posição	3	6	9	12	Central
Medidas	9,59	7,96	8,59	8,74	4,41
	8,29	7,91	9,01	9,54	4,39
	8,39	8,55	9,12	8,73	4,38
	8,31	8,12	8,59	9,60	4,39
	8,29	8,17	8,59	8,95	4,39
Média	8,58	8,14	8,78	9,11	4,39
SD	0,57	0,25	0,26	0,43	0,01

Para as medidas do objeto simulador de tórax adulto no tomógrafo B verifica-se que, dentre os valores de kerma no ar no PMMA periféricos, o maior valor registrado foi $9,11 \pm 0,43$ mGy, e ocorre na posição 12, e o menor foi $8,14 \pm 0,25$ mGy na posição 6, o que é um efeito decorrente da filtração do feixe pela mesa quando o tubo irradia o objeto de baixo para cima. O valor médio obtido no ponto central foi o menor, $4,39 \pm 0,01$ mGy, correspondendo a, aproximadamente, 50,73% da média dos valores periféricos. Para essas medições o desvio-padrão variou entre 0,23% e 6,64% do valor médio.

A irradiação da fatia central do objeto simulador pediátrico foi feita utilizando os parâmetros definidos na tabela 3.3. Foram obtidos cinco valores de $C_{k,PMMA,100}$ para as cinco posições de medição que são apresentados na tabela 4.4. Nesta tabela, também são apresentados os valores médios obtidos para cada posição e o desvio-padrão (SD) da medida.

Tabela 4.4 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de tórax pediátrico.

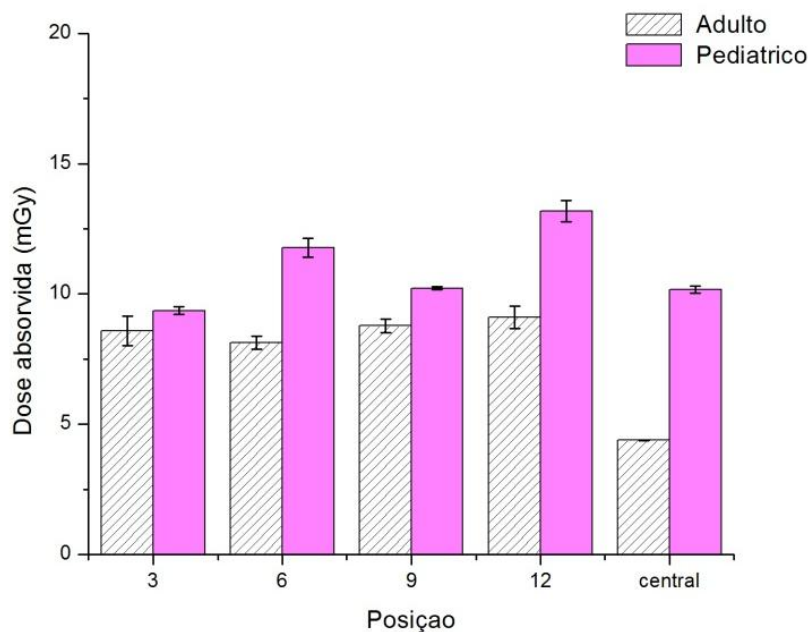
Posição	3	6	9	12	Central
Medidas	9,28	11,59	10,27	13,55	10,11
	9,24	11,55	10,15	13,10	10,37
	9,62	12,36	10,29	13,20	10,12
	9,30	11,84	10,21	13,51	10,19
	9,38	11,49	10,19	12,54	10,04
Média	9,36	11,77	10,22	13,18	10,17
SD	0,15	0,36	0,06	0,41	0,13

Os valores da média do Kerma no ar no PMMA $C_{k,PMMA,100}$ medidos permitem verificar que o maior valor de $C_{k,PMMA,100}$ registrado foi $13,18 \pm 0,41$ mGy e ocorre na posição 12, e a menor foi $9,36 \pm 0,15$ mGy na posição 3. Os valores de dose nas posições 3, central e 9 estão um pouco distantes, indicando que os indicadores luminosos do tomógrafo não estão cumprindo satisfatoriamente a sua função, para o alinhamento do paciente com o isocentro, aconselhando, assim, uma manutenção corretiva no tomógrafo, não interferindo na qualidade diagnóstica. Para essas medições o desvio-padrão variou entre 0,59% e 3,11% do valor médio.

A Figura 4.5 apresenta um gráfico com os valores de $C_{k,PMMA,100}$ medidos nos dois objetos simuladores e, nas 5 posições, o erro apresentado nas barras correspondem ao desvio-padrão. Este gráfico permite verificar, primeiramente, que todas as medidas realizadas no objeto simulador de tórax pediátrico foram maiores que aquelas medidas nas mesmas posições no objeto simulador de tórax adulto.

A maior variação registrada ocorreu na região central, cujo registro foi de $4,39 \pm 0,01$ mGy para o objeto simulador adulto e de $10,17 \pm 0,13$ mGy para o objeto simulador pediátrico, em que houve um aumento de 131,66%. A menor variação ocorreu na posição 9, cujo registro foi de $8,58 \pm 0,57$ mGy para o objeto simulador adulto e de $9,36 \pm 0,15$ mGy para o objeto simulador pediátrico, em que houve um aumento de 9,09%. Dentre todos os valores medidos, o maior valor medido foi $13,18 \pm 0,41$ mGy na posição 12 do objeto simulador pediátrico.

Figura 4.5 Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para objeto simulador adulto e pediátrico no tomógrafo B.



4.3 Cálculos dos valores de C_w , C_{vol} e $CTDI_{vol}$

A partir dos valores obtidos e, utilizando a equação 2.3, foram obtidos os valores ponderados Kerma no ar no PMMA C_w , apresentados na Tabela 4.5 para uma tensão de 120 kV e carga de 100 mAs. O valor estimado no relatório do tomógrafo A foi de 9,50 mGy e, no tomógrafo B, foi de 7,1 mGy. Esses valores foram bem próximos dos valores medidos com o objeto simulador adulto.

Tabela 4.5 Valores de C_w para 100 mAs em mGy.

Tomógrafo	Objeto simulador	
	Adulto	Pediátrico
A	9,72	15,50
B	7,23	10,81

Esses resultados demonstram que, caso fosse utilizada a mesma carga (100 mAs), o tomógrafo A promoveria maior deposição de dose que o tomógrafo B, tanto para um paciente adulto como para um paciente pediátrico. No entanto, nas varreduras de rotina realizadas com o tomógrafo A, o valor da carga é de 150 mAs.

e, para o tomógrafo *B*, a carga é de 250 mA.s, conforme protocolo contido nas tabelas 3.4 e 3.5, fazendo com que o valor do C_w seja multiplicado por 1,5 para o tomógrafo *A* e 2,5 para o tomógrafo *B*.

Considerando ainda a influência do pitch no valor final dos índices de dose em varreduras por tomografia computadorizada, pode-se obter o valor de C_{vol} de acordo com a equação 2.4, considerando o pitch de 0,984 para o tomógrafo *A* e de 0,938 para o tomógrafo *B*, conforme os protocolos de varredura contidos nas tabelas 3.4 e 3.5. Assim, obtém-se os valores de C_{vol} apresentados na tabela 4.6. Para a obtenção dos valores de dose $CTDI_{vol}$ foi utilizado o fator de conversão dose absorvida para kerma no ar, contido na tabela 3.6.

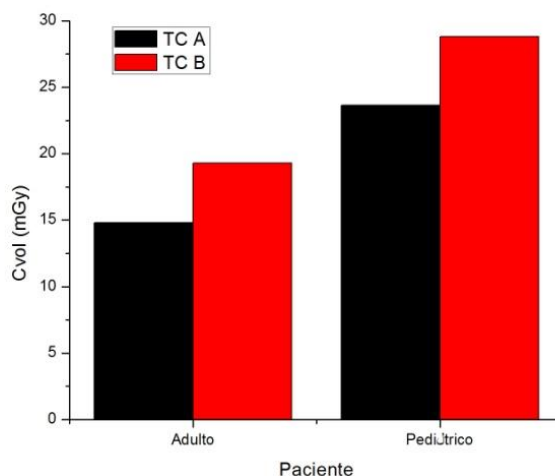
Tabela 4.6 Valores de C_{vol} e $CTDI_{vol}$ em mGy

Tomógrafo	C_{vol}		$CTDI_{vol}$	
	Adulto	Pediátrico	Adulto	Pediátrico
A	14,82	23,63	15,43	24,62
B	19,27	28,81	20,07	30,01

Ao comparar os dados obtidos, pode-se concluir que o tomógrafo *B* é responsável por uma deposição de dose de 21,89% maior que aquela deposição feita em varreduras do tomógrafo *A*, para a obtenção de imagens com o mesmo objetivo diagnóstico de pacientes pediátricos de 8 anos. Quando se considera pacientes adultos, varreduras no tomógrafo *B* podem significar um aumento de até 30,09% da dose depositada, conforme se pode observar no gráfico da figura 4.6.

Considerando a variação de dose através do $CTDI_{vol}$ do objeto simulador pediátrico em relação ao objeto simulador adulto, verifica-se que o objeto simulador pediátrico recebe uma dose 59,56% maior que o objeto simulador adulto no tomógrafo *A* e 49,53% no tomógrafo *B*.

Figura 4.6 Gráfico de valores de $CTDI_{vol}$ para objeto simulador adulto e pediátrico nos tomógrafos A e B.



4.4 Otimização de protocolos

Com o objetivo de verificar a possibilidade de reduzir a dose nas varreduras de pacientes pediátricos, foram verificados protocolos de varredura utilizando valores otimizados de corrente (mA). Para isso, utilizou-se o controle automático de dose existente no equipamento, visando definir as correntes ideais para as tensões de alimentação de 120 kV e os valores menores que este, disponíveis em cada tomógrafo. O tomógrafo A disponibiliza os valores de 100 e 80 kV, e o tomógrafo B, 90 kV.

4.4.1 *Medições de $C_{k,PMMA,100}$ para 80 e 100kV no tomógrafo A*

Tabela 4.7 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de pediátrico em 100 kV.

Posição	3	6	9	12	Central
Medidas	8,85	10,74	8,80	12,87	8,93
	8,79	10,86	8,84	12,75	8,91
	8,79	10,68	8,86	12,82	8,93
	8,89	10,74	8,96	12,87	8,90
	8,78	10,86	8,86	12,54	8,93
Média	8,82	10,77	8,86	12,77	8,92
SD	0,05	0,08	0,06	0,14	0,01

A irradiação da fatia central do objeto simulador pediátrico foi feita utilizando os parâmetros definidos na tabela 3.2, com a tensão de 100 kV, e foram obtidos os valores de $C_{k,PMMA,100}$, apresentados na tabela 4.7. Nesta tabela, também são apresentados os valores médios obtidos para cada posição e o desvio-padrão (SD) da medida.

Os valores da média do Kerma no ar no PMMA $C_{k,PMMA,100}$ medidos permitem verificar que o maior valor de $C_{k,PMMA,100}$ registrado foi $12,77 \pm 0,14$ mGy e ocorre na posição 12, e a menor foi $8,82 \pm 0,05$ mGy na posição 3. Os valores medidos nas posições 3 e 9 estão próximos, indicando que o objeto está bem alinhado em relação ao isocentro do equipamento. Para essas medições, o desvio-padrão variou entre 0,11% e 1,10% do valor médio.

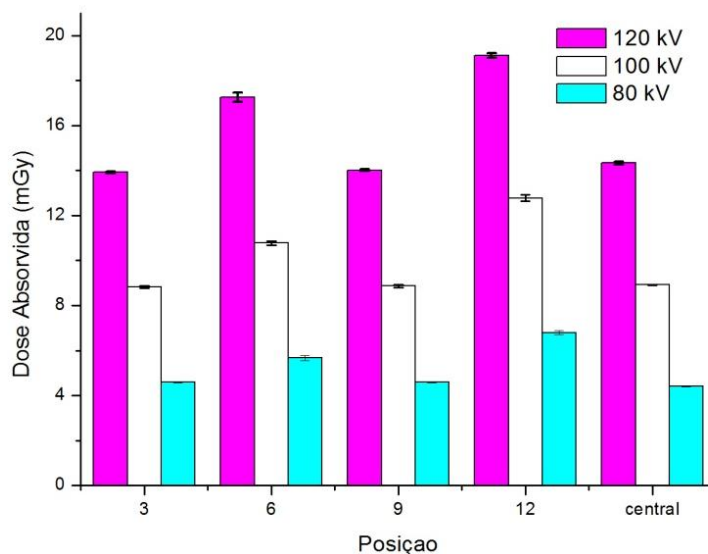
A irradiação da fatia central do objeto simulador pediátrico foi feita utilizando os parâmetros definidos na tabela 3.2, com a tensão de 80 kV, e foram obtidos os valores de $C_{k,PMMA,100}$ apresentados na tabela 4.8. Nesta tabela, também são apresentados os valores médios obtidos para cada posição e o desvio-padrão (SD) da medida.

Tabela 4.8 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de pediátrico em 80 kV.

Posição	3	6	9	12	Central
Medidas	4,58	5,61	4,61	6,72	4,41
	4,61	5,80	4,61	6,87	4,45
	4,59	5,57	4,55	6,88	4,39
	4,60	5,75	4,58	6,85	4,38
	4,58	5,59	4,59	6,67	4,43
Média	4,59	5,67	4,59	6,80	4,41
SD	0,01	0,11	0,03	0,10	0,03

Os valores da média do Kerma no ar no PMMA $C_{k,PMMA,100}$ medidos permitem verificar que o maior valor de $C_{k,PMMA,100}$ registrado foi $6,80 \pm 0,10$ mGy e ocorre na posição 12, e a menor foi $4,41 \pm 0,03$ mGy na posição central. Os valores medidos nas posições 3, e 9 estão iguais, indicando que o objeto está bem alinhado em relação ao isocentro do equipamento. Para essas medições o desvio-padrão variou entre 0,22% e 1,94% do valor médio.

Figura 4.7 Gráfico de valores de $C_{k,PMMA,100}$ para objeto simulador pediátrico em diferentes tensões.



A figura 4.7 apresenta um gráfico com os valores de $C_{k,PMMA,100}$, medidos no objeto simulador pediátrico e nas cinco posições para o tomógrafo A, com os três níveis de tensão utilizados, 80, 100 e 120 kV e uma carga de 100mA.s. Esse gráfico permite observar a diminuição dos valores de dose com a diminuição da tensão quando se usa um valor de carga constante em todos os pontos de medição.

Como foi utilizado o mesmo valor de carga, os valores de dose apresentam-se menores para os menores valores de tensão. Pode-se verificar o mesmo comportamento de variação para as três tensões, um valor semelhante entre os pontos 3, 9 e central, e valores maiores para os pontos 6 e 12, sendo que o maior valor sempre ocorre na posição 12.

4.4.2 Medições de $C_{k,PMMA,100}$ para 90kV no tomógrafo B

A irradiação da fatia central do objeto simulador pediátrico foi feita utilizando os parâmetros definidos na tabela 3.3, com a tensão de 90 kV, e foram obtidos os valores de $C_{k,PMMA,100}$ apresentados na tabela 4.9. Nesta tabela, também são apresentados os valores médios obtidos para cada posição e o desvio-padrão (SD) da medida.

Os valores da média do Kerma no ar no PMMA $C_{k,PMMA,100}$ medidos permitem verificar que o maior valor de $C_{k,PMMA,100}$ registrado foi $5,99 \pm 0,08$ mGy e ocorre na posição 12, e a menor foi $4,31 \pm 0,03$ mGy na posição 3. Os valores medidos nas posições 3, e 9 não estão próximos, indicando que o objeto não está bem alinhado

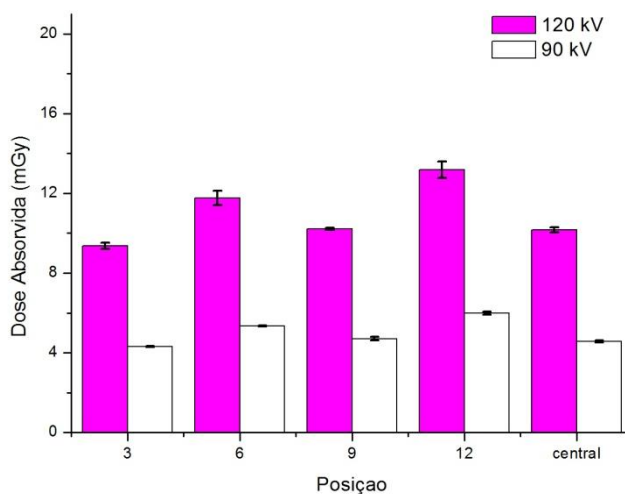
em relação ao isocentro do equipamento. Isso significa que as luzes de alinhamento não estão cumprindo adequadamente sua função. Para essas medições o desvio-padrão variou entre 0,70% e 1,91% do valor médio.

Tabela 4.9 Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador de pediátrico em 90 kV.

Posição	3	6	9	12	Central
Medidas	4,35	5,34	4,65	5,99	4,53
	4,31	5,35	4,85	6,13	4,57
	4,27	5,30	4,76	5,95	4,66
	4,28	5,39	4,65	5,94	4,56
	4,32	5,35	4,65	5,93	4,59
Média	4,31	5,35	4,71	5,99	4,58
SD	0,03	0,03	0,09	0,08	0,05

A figura 4.8 apresenta um gráfico com os valores de $C_{k,PMMA,100}$ medidos no objeto simulador pediátrico e, nas cinco posições, para o tomógrafo *B*, com os dois níveis de tensão utilizados, 90 e 120 kV, e uma carga de 100mA.s. O gráfico abaixo permite observar a diminuição dos valores de dose com a diminuição da tensão quando se usa um valor de carga constante em todos os pontos de medição.

Figura 4.8 Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para objeto simulador pediátrico em diferentes tensões no tomógrafo *B*.



Como foi utilizado o mesmo valor de carga, os valores de Kerma apresentam-se menores para os menores valores de tensão. Pode-se verificar o mesmo comportamento de variação para os dois valores de tensão, um valor semelhante entre os pontos 3, 9 e central, e valores maiores para os pontos 6 e 12, sendo que o maior valor sempre ocorre na posição 12.

4.4.3 Cálculos dos valores de C_w , C_{vol} e $CTDI_{vol}$

A varredura do objeto simulador pediátrico foi realizada utilizando valores otimizados de corrente para os diferentes valores de tensão, para os dois tomógrafos computadorizados, de acordo com os protocolos otimizados propostos nas tabelas 3.4 e 3.5.

A partir dos valores médios calculados e, utilizando a equação 2.3, foram obtidos os valores ponderados de Kerma no ar no PMMA C_w , apresentados na tabela 4.10 para as varreduras do objeto simulador pediátrico no tomógrafo *A*, nas tensões de 120, 100 e 80 kV, e cargas de 57,5, 97,5 e 185 mA.s, respectivamente. Para as varreduras no tomógrafo *B*, nas tensões foram de 120 e 90 kV e cargas de 93 e 220 mA.s, respectivamente.

Tabela 4.10 Valores de C_w para o objeto simulador pediátrico para diferentes valores de tensão e carga.

Tomógrafo	Tensão (kV)	C_w (mGy)
A	120	8,91
	100	9,60
	80	9,39
B	120	10,05
	90	10,82

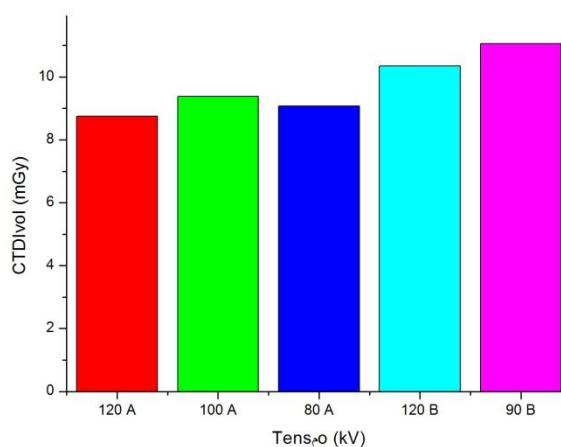
Tabela 4.6 Valores de C_{vol} para o objeto simulador pediátrico para diferentes valores de tensão e carga.

Tomógrafo	Tensão (kV)	C_{vol} (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)
A	120	9,06	9,44
	100	9,76	10,08
	80	9,55	9,65
B	120	10,72	11,17
	90	11,54	11,84

A tabela 4.11 apresenta os valores de C_{vol} , considerando os valores de pitch típicos de cada equipamento, próximos de 1. Estes valores de pitch foram 0,984 para o tomógrafo A e 0,938 para o tomógrafo B. Para a obtenção dos valores de dose $CTDI_{vol}$, foi utilizado o fator de conversão de dose absorvida para kerma no ar, contido na tabela 3.6.

Esses resultados mostram que os protocolos otimizados com o ajuste da carga apresentam valores de $CTDI_{vol}$ muito próximos para cada um dos tomógrafos utilizados, sendo que a tensão de 120 kV se apresenta como a melhor opção para a varredura de tórax para paciente pediátrico de 8 anos, para os dois equipamentos verificados. A figura 4.9 apresenta um gráfico com os valores de $CTDI_{vol}$ obtidos para as varreduras do objeto simulador pediátrico para 120, 100 e 80 kV, no tomógrafo A, e 120 e 90 kV no tomógrafo B.

Figura 4.9 Gráfico de valores de $CTDI_{vol}$ para objeto simulador pediátrico utilizando protocolos otimizados.



4.5 Considerações sobre os resultados

O desenvolvimento do objeto simulador de tórax pediátrico no formato oblongo permitiu fazer as medições de índices de dose em TC e verificar as variações apresentadas em relação ao objeto simulador de tórax adulto. As varreduras de tórax com os protocolos de rotina demonstraram que a dose, no paciente pediátrico, quando se usa o mesmo protocolo de varredura, é cerca de 50% maior que no paciente adulto.

O uso da otimização de protocolos para pacientes pediátricos utilizando os níveis de tensão de 120 kV e os disponíveis abaixo desse valor mostrou que as doses geradas em paciente ficam muito próximas para os diferentes níveis de tensão em um mesmo tomógrafo.

A otimização do protocolo para 120 kV demonstrou que o valor da corrente (mA) pode ser reduzido de 61,67%, de 300 para 115 mA, para o tomógrafo A; e de 62,80%, de 500 para 186 mA, no tomógrafo B, para as varreduras do objeto simulador de tórax pediátrico em relação àquela utilizada na varredura de rotina com o objeto simulador adulto.

Essa redução da corrente no tomógrafo A implica uma redução no índice de dose de 61,66%, de 24,62 para 9,44 mGy. Para o tomógrafo B, a redução de corrente implica uma redução no índice de dose de 62,78%, de 30,01 para 11,17 mGy.

A variação da corrente em relação aos níveis de tensão para a otimização do processo de aquisição de dados do objeto simulador de tórax pediátrico demonstrou que, ao reduzir a tensão de 120 kV para 100 kV, a corrente deve ser aumentada de 69,57% e, para 80 kV, de 221,73%, considerando os valores encontrados no tomógrafo *A*. Quando a tensão for reduzida de 120 kV para 90 kV, a corrente deverá sofrer um aumento de 136,56%, de acordo com os valores encontrados no tomógrafo *B*.

Capítulo 5

Conclusão

O objeto simulador de tórax pediátrico desenvolvido 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 em volumes menores, como 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 e 12. Diferentemente do que ocorre com o objeto simulador cilíndrico, a dose na região central não 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, sob o ponto de vista anatômico, onde 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 no paciente pediátrico 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 aumentados, 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.

Os resultados obtidos nos permite dizer que 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 à 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, como demonstra os resultados deste trabalho, têm como recomendado para os dois tomógrafos, tensão de 120 kV para uma carga de 200 mA.

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, a fim de otimizar protocolos de redução de dose absorvida, seguido da avaliação da qualidade da imagem.

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 tomográficos 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.
- 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, 1987. p. 169-243.
- 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.
- 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. **J Nucl Med Technol**, Alabama, p. 41:255-260, 2013.
- BURGENER, F.; KORMANO, M. **Differential diagnosis in computed tomography**. 2ª. ed. [S.l.]: Thieme, 2012.
- CALZADO, A.; GELEIJNS, J. Tomografia Computadorizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. **Rev Fis Med**, Madrid, p. 163-180, 2010.
- CERQUEIRA, R. A. et al. Construção de um objeto simulador antropomórfico de tórax para medidas de controle da qualidade da imagem em radiodiagnóstico. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 1, n. 2, p. 39-42, 2011.
- DANCE, D. R. et al. **Diagnostic radiology physics**. Viena: IAEA, 2014. 682 p.
- 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. Helthcare in Europe. Disponível em: <<http://www.healthcare-in-europe.com/en/article/16492-quart-didoct-pencil-chamber-meter.html>>. Acesso em: 15 nov 2016.
- FILHO, Paulo Roberto da Fonseca. **Reconstrução de imagens 3D**. Dep. Física e Biofísica - IBB - UNESP, 2006.
- IMAGE GENTLY. The alliance for radiation safety in pediatric imaging, 2014. Disponível em: <<http://www.imagegently.org/About-Us/The-Alliance>>. Acesso em: 10 agosto 2016.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for safety of radiation sources**. Viena: [s.n.], v. Safety Series, 115, 1996.
- 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. **Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice**. Oxford, p. 14. 2002.

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

KALENDER, W. A. et al. Spiral Interpolation Algorithm for Multislice Spiral CT - Part I: Theory. **IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING**, 9 de setembro de 2000. 822-834.

KLEINMAN, P. L.; STRAUSS, K. J.; ZUKAROWISKI, D. Patient size measured on CT images as a function of age at a tertiary care children's hospital., v. 194, n. 6, p. 1611-1619, 2010.

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.

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.

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

OLIVEIRA, B. B. **Perfil de dose em varreduras de tórax por tomografia computadorizada**. 2011. 113 f. Dissertação (Mestrado) - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Belo Horizonte, 2011.

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

RODRIGUES, L. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 45, n. 6, p. 326-333, 2012.

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