

**Giovanni Antônio Paiva de Oliveira**

**AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS DE VARREDURAS POR  
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE CABEÇA DE  
RECÉM-NASCIDOS**

**Giovanni Antônio Paiva de Oliveira**

**AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS DE VARREDURAS POR  
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE CABEÇA DE  
RECÉM-NASCIDOS**

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

**Área da concentração: Ciências das Radiações**

**Orientador: Dr. Arno Heeren de Oliveira**

**Co-orientador: Dr. Arnaldo Prata Mourão Filho**

**Belo Horizonte**

2016

O48a Oliveira, Giovanni Antônio Paiva de.  
Avaliação de protocolos de varreduras por tomografia computadorizada de cabeça de recém-nascidos [manuscrito] / Giovanni Antônio Paiva de Oliveira. – 2016.  
84 f., enc.: il.

Orientador: Arno Heeren de Oliveira.  
Coorientador: Arnaldo Prata Mourão Filho.

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

Bibliografia: f. 80-84.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radiação - Dosimetria - Teses.  
3. Tomografia - Teses. 4. Recém-nascidos - Teses. I. Oliveira, Arno H. de.  
II. Mourão Filho, Arnaldo Prata. III. Universidade Federal de Minas Gerais.  
Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621.039(043)



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



## FOLHA DE APROVAÇÃO

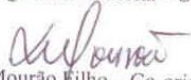
AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS DE VARREDURAS POR TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA DE CABEÇA DE RECÉM-NASCIDOS

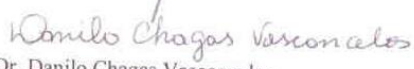
### GIOVANNI ANTÔNIO PAIVA DE OLIVEIRA

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 31 de outubro de 2016, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof. Arno Heeren de Oliveira - Orientador  
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG

  
Prof. Arnaldo Prata Mourão Filho - Co-orientador  
PCTN/ CEFET/MG

  
Dr. Danilo Chagas Vasconcelos  
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG

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

Belo Horizonte, 31 de outubro de 2016.

## **Dedicatória**

Dedico esse trabalho aos meus pais (*in memoriam*), à minha esposa, com amor, admiração e gratidão por sua compreensão. Aos meus filhos, irmãos, irmãs, sobrinhos, sobrinhas por me incentivarem a desafiar as adversidades e por vibrarem com cada conquista realizada.

## **Agradecimentos**

Agradeço inicialmente a Deus, pela força imprescindível nos momentos difíceis e pela luz nos momentos de dúvidas. Realizar um trabalho de pesquisa são necessárias muitas mãos que o suporte e o conduza a sua conclusão.

Agradeço ao prof. Dr. Arnaldo Prata Mourão por difundir o conhecimento, pelo apoio, pela acessibilidade, pela paciência, pela dedicação na elaboração da metodologia de trabalho, enfim, por ser incansável na arte de ensinar o que o torna de fato o grande professor que o é.

Ao prof. Dr. Arno Heeren pela colaboração e compreensão na elaboração desse trabalho.

Agradeço aos professores da banca, Priscila do Carmo Santana e Danilo Chagas.

Agradeço ao Curso de pós-graduação do Departamento de Engenharia Nuclear (DEN), que abriu portas a áreas diversas do conhecimento das ciências das radiações. Especial gratidão aos professores do curso que com maestria, cumpriram a difícil missão de mostrar os caminhos tão diversos do conhecimento a um público diversificado, inserindo-os no momento científico e tecnológico atual e futuro.

Ao departamento de Anatomia e Imagem da Faculdade de Medicina da UFMG, representado pelos professores, Reginaldo Figueiredo, Luciene das Graças Mota, Paulo Márcio. Agradeço aos demais professores do IMA, especialmente aos professores, Rodrigo Gadelha e Luciana Batista, que sempre estiveram disponíveis e colaboraram na construção desse e outros trabalhos.

Ao Hospital Odilon Behrens pelo fornecimento de meios para realização da pesquisa e busca de conhecimentos. Aos colegas do setor de tomografia do HOB pela colaboração na realização dos experimentos.

Ao amigo Alexandre Farias pelas constantes colaborações e parceria neste e outros trabalhos.

Aos colegas e a cada amigo especial da turma de mestrado, Raoni, Rodrigo, Maurício, Rapha, Esther, Wadia, Warley, Djair, tê-los como colegas foi um privilégio.

Agradeço a todos que colaboraram de forma direta ou indireta no desenvolvimento desse trabalho, meu muito obrigado.

## Resumo

A tomografia computadorizada é o exame de radiodiagnóstico que mais contribui com a deposição de dose na população. Por isso, a redução das doses utilizadas nesses exames tornou-se muito importante, principalmente para pacientes pediátricos que têm uma expectativa de vida maior do que o restante da população. O objetivo desse trabalho é comparar as doses geradas em varreduras de tomografia de cabeça de Recém-Nascidos em relação ao paciente adulto em três tomógrafos computadorizados. Foram utilizados dois objetos simuladores de cabeça em formato cilíndrico e fabricados em polimetilmetacrilato (PMMA), sendo um com características de paciente adulto e outro de Recém-Nascido. As varreduras foram realizadas em tomógrafos multicorte, sendo dois da marca GE, e um terceiro da marca Philips. O objeto simulador de recém-nascido foi desenvolvido para o percentil cefálico de 34,54 cm, dimensão esta equivalente à cabeça de um recém-nascido masculino de 14 dias e feminino de 28 dias, e para dimensão do objeto simulador de cabeça adulto padrão. Foram comparadas as doses recebidas pelo objeto simulador Recém-Nascido com o objeto simulador adulto e entre os tomógrafos. Nas varreduras realizadas nos três tomógrafos o objeto simulador Recém-Nascido recebeu maiores doses que o objeto simulador adulto. O maior valor de dose registrado foi de 40,06 mGy para o objeto simulador de Recém-Nascido e de 30,83 mGy para o objeto simulador adulto, portanto um aumento de 29,93% de dose para o paciente recém-nascido. Os resultados encontrados permitem avaliar que para a geração de imagens com o mesmo objetivo diagnóstico o índice de dose volumétrico, apresentou maior dose no objeto simulador de recém-nascido comparado com o valor medido no objeto simulador adulto nos três tomógrafos.

Palavras chaves: dosimetria, tomografia computadorizada, varreduras de cabeça, Recém-Nascidos.

## **Abstract**

The Computed Tomography is a radiodiagnostic exam that most contributes to the population dose deposition. Because of that, the reduction of the radiation dose in these exams has become very important, especially for pediatric patients who have a longer life expectancy than the rest of population. This study purpose to compare the doses generated from newborns compared to adult patients in head Computed Tomography scans, of newborns in relation to the adult patient using three multiscans Computed Tomography equipment. The head phantoms in a cylindrical shape made in polymethylmethacrylate (PMMA) were used, one to adult and another to newborn patient dimensions. The scans were performed in two General Electric Computed Tomography multiscans and another Computed Tomography Philips. The newborn head phantom was developed with the circumference of 34,54 cm. It is equivalent to a male head of 14 days old, a female head of 28 days old and to an adult head standard phantom. The doses received were compared between the Newborn head with the adult, and between the tree tomographers. The results show that three tomographers offer a higher dose to newborn phantoms than for adult phantoms. The highest recorded dose was 40,06 mGy for the newborn phantom and 30,83 mGy for the adult phantom. This newborn phantoms dose is 29,93% highest than the adult phantoms dose. The results obtained allow us to conclude that, for the three tomographers, the generation of images to the same diagnostic objective presents a higher dose in newborn phantoms compared to phantoms adult.

Key words: dosimetry, computed tomography, head scans, Newborn.



## Lista de Abreviaturas e Siglas

<b>AIEA</b>	Agência Internacional de Energia Atômica (International Atomic Energy Agency)
<b>ANVISA</b>	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
<b>BG</b>	Radiação de Fundo (Background)
<b>CDTN</b>	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
<b>CNEN</b>	Comissão Nacional de Energia Nuclear
<b>CTDI</b>	Índice de Dose da Tomografia Computadorizada (Computed Tomography Dose Index)
<b>CTDI<sub>w</sub></b>	Índice de Dose da Tomografia Computadorizada ponderada ( $C_w$ )
<b>CTDI<sub>vol</sub></b>	Índice de Dose da Tomografia Computadorizada volumétrica ( $C_{vol}$ )
<b>CEFET</b>	Centro Federal de Educação Tecnológica
<b>DEN</b>	Departamento de Engenharia Nuclear
<b>DLP</b>	Produto Dose Comprimento (Dose Product Length)
<b>FDA</b>	Food and Drug Administration
<b>HU</b>	Hounsfield
<b>ICRU</b>	International Commission on Radiation Units and Measurements
<b>IPEN</b>	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
<b>NRD</b>	Nível de Referência em Radiodiagnóstico
<b>MSAD</b>	Dose Média em Cortes Múltiplos (Multi Slice Average Dose)
<b>PET</b>	Tomografia por Emissão de Pósitrons (Positron Emission Tomography)
<b>PMMA</b>	Polimetilmetacrilato
<b>RQR</b>	Radiation Qualities in Radiation Beams Emerging from the X-ray Source Assembly
<b>RQT</b>	Radiation Qualities Based on Copper Added Filter
<b>SDTC</b>	Single Detector Computed Tomography
<b>TC</b>	Tomografia Computadorizada (Computed Tomography)
<b>Voxel</b>	Volume Element
<b>X-ray TC</b>	X-ray Computed Tomography

## Lista de Tabelas

Tabela 1 - Os números de TC para vários tipos de tecidos em unidades Hounsfield (UH) e coeficientes de atenuação linear de raios X ( $\text{cm}^{-1}$ ) para 3 kVp (BUSHONG, 2008). .....	37
Tabela 2 - Valores de K utilizados no cálculo da dose efetiva normalizada no PKL para várias regiões do corpo de pacientes adultos (padrão) e pediátricos de várias idades. ....	51
Tabela 3 - Classificação dos tomógrafos utilizados no estudo comparativo de dosimetria da cabeça de objetos simulador adulto com o de RN. ....	55
Tabela 4 - Especificações técnicas dos tomógrafos utilizados no estudo comparativo de dosimetria da cabeça de objetos simulador adulto com o de RN. ....	55
Tabela 5 - Parâmetros de TC utilizados nas medidas de dose. ....	64
Tabela 6 - Fator de conversão de AR-PMMA para tensões variadas. ....	64
Tabela 7 - Parâmetros de incertezas para definição do CK,PMMA,100. ....	65
Tabela 8 - Valores médios das medidas de CK,PMMA,100 para objeto simulador de RN. ....	66
Tabela 9 - Valores de Ck,PMMA,100 em mGy para objeto simulador Adulto. ....	67
Tabela 10 - Valores de Ck,PMMA,100 em mGy para o objeto simulador de RN. ....	68
Tabela 11 - Valores de Ck,PMMA,100 em mGy para objeto simulador Adulto. ....	69
Tabela 12 - Valores de Ck,PMMA,100 em mGy para o objeto simulador de RN. ....	70
Tabela 13 - Valores de $C_{k,PMMA,100}$ em mGy para objeto simulador Adulto. ....	71
Tabela 14 - Valores de Cw para os objeto simulador de RN nos tomógrafos T1, T2 e T3. ....	74
Tabela 15 - Valores de Cw para objeto simulador adulto nos três tomógrafos. ....	75
Tabela 16 - Determinação do CVOL para os objetos simuladores nos três tomógrafos. ....	77
Tabela 17 - Parâmetros de TC utilizados nas varreduras helicoidais. ....	80
Tabela 18 - Valores de conversão de Cw para Cvol nas varreduras dos objetos simulador adulto com o de RN. ....	81
Tabela 19 - Valores de conversão de Cw para Cvol nas varreduras dos objetos simuladores. ....	82

## Lista de Figuras

Figura 1 Dose efetiva populacional americana na década de 2006 para diversas categorias...	17
Figura 2 - Posicionamento de paciente em aparelho de tomografia computadorizada: 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.....	24
Figura 3 - Arranjo esquemático do tomógrafo de primeira geração.....	25
Figura 4 – Arranjo do equipamento de tomografia de segunda geração. ....	26
Figura 5 - Esquema de um tomógrafo de terceira geração. ....	28
Figura 6 - posicionamento das escovas fixas. ....	29
Figura 7 - posicionamentos dos anéis deslizantes .....	29
Figura 8 – Diagrama de valores de pitch para tecnologia helicoidal e convencional .....	31
Figura 9 - Diferença entre um exame de TC convencional ( <i>a</i> ), helicoidal corte simples ( <i>b</i> ) e multicorte ( <i>c</i> ). ....	32
Figura 10 - Sistema de aquisição de dados de corte único e de quatro cortes (multicorte).....	33
Figura 11 - (a) Sistema de canal único de detectores, 11 (b) múltiplos canais de detectores. .	34
Figura 12 - Geração de sinal a partir da atenuação do feixe promovida pelo objeto. ....	35
Figura 13 - Matriz de pixels de uma imagem gerada a partir dos voxels que compõem uma fatia de volume. ....	37
Figura 14 - Imagem de corte axial de objeto simulador de PMMA de cabeça de RN apresentado valores de pixels na escala Hounsfield .....	38
Figura 15 - Aplicação diferenciada das janelas sobre a escala Hounsfield, (a) realce do .....	40
Figura 16 - Gradiente de dose resultante da exposição radiográfica. ....	41
Figura 17 - Gradiente de dose resultante da exposição radiográfica. ....	42
Figura 18 - Gradiente de dose radial com uma proporção de 2:1 da periferia para o centro em um objeto simulador de tórax.....	43
Figura 19 - Ausência de um gradiente de dose radial em um objeto simulador de cabeça. ....	44

Figura 20 - Perfil de dose em um objeto cilíndrico de PMMA ao longo do eixo longitudinal devido à irradiação da fatia central.....	<b>45</b>
Figura 21 - Perfil de dose para corte único (a) e de uma série de 10 cortes de 10 mm (b). ....	<b>46</b>
Figura 22 - Câmara de ionização figura (a), eletrômetro figura (b) utilizados neste trabalho.	<b>56</b>
Figura 23 - Objeto simulador de RN e do adulto vista superior (a) e vista lateral (b). ....	<b>57</b>
Figura 24 - Imagem do objeto simulador com as dimensões do percentil cefálico de RN (a) e do objeto simulador com as dimensões da cabeça do adulto (b). ....	<b>58</b>
Figura 25 - objetos simulador de cabeça de RN com as dimensões dos tarugos de PMMA. ..	<b>59</b>
Figura 26 - Corte axial do objeto simulador de cabeça RN com as aberturas identificadas ....	<b>60</b>
Figura 27 - posicionamento do objeto simulador no isocentro do gantry .....	<b>61</b>
Figura 28, Câmara de ionização posicionada e alinhada ao isocentro do gantry. ....	<b>61</b>
Figura 29 - imagens de três scouts do objeto simulador na vista lateral .....	<b>62</b>
Figura 30 - verificação do alinhamento das aberturas do objeto simulador com tarugos. ....	<b>63</b>
Figura 31- Objeto simulador com a câmara posicionada na posição 12. ....	<b>63</b>
Figura 32 - Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para os objetos simuladores .....	<b>68</b>
Figura 33 - Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para objeto simulador adulto e RN .....	<b>70</b>
Figura 34 - Gráfico de valores de $C_{K,PMMA,100}$ para objeto simulador adulto e RN. ....	<b>72</b>
Figura 35 – Estud de $C_w$ nos três tomógrafos com o objeto simulador de RN. ....	<b>74</b>
Figura 36 - gráfico de $C_w$ nos tomógrafos, T1, T2 e T3 para objeto simulador adulto. ....	<b>75</b>
Figura 37 - Estudo de $C_w$ em objetos simuladores de RN e de adulto nos três tomógrafos. ....	<b>76</b>
Figura 38 - Estudo comparativo do $C_{VOL}$ para os objetos simuladores nos três tomógrafos. ..	<b>78</b>
Figura 39 - Valores de $C_{vol}$ utilizados nas varreduras dos objetos simuladores nos três tomógrafos. ....	<b>82</b>

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Justificativa.....	19
1.2	Objetivos .....	19
1.2.1	Objetivo geral	19
1.2.2	Objetivo específicos	20
1.3	Organização do trabalho.....	20
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	22
2.1	Histórico .....	23
2.2	Evolução Tecnológica da Tomografia Computadorizada .....	24
2.2.1	Aparelhos de Primeira geração	25
2.2.2	Aparelhos de Segunda geração	26
2.2.3	Aparelhos de Terceira geração	27
2.2.4	Aparelhos de Quarta geração	28
2.2.5	Aparelhos helicoidais	29
2.2.6	Aparelhos multicorte	31
2.3	Fase de aquisição de dados.....	35
2.4	Fase de Reconstrução da Imagem .....	36
2.5	Fase de Apresentação da Imagem .....	38
2.5.1	As janelas utilizadas na tomografia	39
2.5.2	Largura de janela (WW)	39
2.5.3	Nível de janela (WL)	39
2.6	Dose de Radiação em TC .....	40
2.7	Variações da Dose no Objeto Irradiado .....	41

2.8	Variação Longitudinal da Dose .....	44
2.9	Grandezas Dosimétricas Usadas em TC .....	45
2.10	Níveis de Referência de Diagnóstico instituídos no Brasil (NRD).....	51
2.11	Estudo das técnicas dosimétricas em tomografia computadorizada .....	52
2.12	Objetos simuladores .....	52
2.13	Câmara de Ionização .....	53
3	MATERIAIS .....	55
3.1	Tomógrafos .....	55
3.2	Câmara de ionização .....	56
3.3	Objetos simuladores, forma e características. ....	56
3.3.1	Objeto simulado de RN .....	57
3.3.2	Caracterização das aberturas dos objetos simuladores de cabeça .....	58
3.3.3	Tarugos .....	58
3.3.4	Identificação das aberturas do objeto simulador. ....	59
3.4	Metodologia.....	60
3.4.1	Programação dos parâmetros de TC na console do tomógrafo .....	60
3.5	Estudo de técnicas de dosimetria nos tomógrafos T <sub>1</sub> , T <sub>2</sub> , T <sub>3</sub> . ....	64
3.5.1	Medidas de C <sub>K,PMMA,100</sub> no modo axial .....	64
3.5.2	Cálculo das Incertezas .....	65
4	RESULTADOS .....	66
4.1	Medidas do C <sub>K,PMMA,100</sub> para o objeto simulador de RN T <sub>1</sub> . ....	66
4.1.1	Medidas do C <sub>K,PMMA,100</sub> para o objeto simulador adulto no T <sub>1</sub> . ....	67
4.1.2	Avaliação comparativa do C <sub>K,PMMA,100</sub> para os objetos simuladores. ....	67
4.2	Avaliação do C <sub>K,PMMA,100</sub> para o objeto simulador de RN no T <sub>2</sub> . ....	68
4.2.1	Avaliação do C <sub>K,PMMA,100</sub> para o objeto simulador adulto no T <sub>2</sub> . ....	69
4.2.2	Avaliação da comparação do C <sub>K,PMMA,100</sub> para os objetos simuladores no T <sub>2</sub> . ....	69

4.3	Avaliação do $C_{K,PMMA,100}$ para o objeto simulador de RN no $T_3$ . .....	70
4.3.1	Avaliação do $C_{K,PMMA,100}$ para o objeto simulador adulto no $T_3$ . .....	71
4.3.2	Avaliação da comparação do $C_{K,PMMA,100}$ para os objetos simuladores no $T_3$ . .....	71
4.4	Discussões sobre o perfil de dose $C_{K,PMMA,100}$ (modo axial) .....	72
4.5	Avaliação comparativa do $C_w$ nos tomógrafos $T_1$ , $T_2$ e $T_3$ .....	73
4.5.1	Resultados da comparação dos valores de $C_w$ do objeto simulador de RN nos três tomógrafos. ....	74
4.5.2	Resultados da avaliação comparativa dos valores de $C_w$ para o objeto simulador adulto nos três tomógrafos. ....	75
4.5.3	Avaliação comparativa dos valores de $C_w$ para os objetos simuladores nos três tomógrafos. ....	76
4.5.4	Discussões sobre o $C_w$ para os três tomógrafos .....	76
4.6	Estudo comparativo do $C_{VOL}$ nos tomógrafos $T_1$ , $T_2$ e $T_3$ .....	77
4.6.1	Resultado da discussão do estudo comparativo dos valores de $C_{vol}$ para os objetos simuladores nos três tomógrafos. ....	78
4.7	Descrição das varreduras no modo de aquisição helicoidal .....	79
4.7.1	Avaliação dos Perfis de dose nas varreduras no tomógrafo $T_1$ . .....	80
4.7.2	Avaliação dos Perfis de dose nas varreduras Helicoidais no tomógrafo $T_2$ . .....	80
4.7.3	Avaliação dos Perfis de dose nas varreduras Helicoidais no tomógrafo $T_3$ . .....	81
4.7.4	Discussões sobre o perfil de dose nas varreduras de cabeça dos objetos simuladores nos três tomógrafos .....	83
5	CONCLUSÕES .....	84
5.1.1	Varreduras helicoidais .....	85
5.2	Perspectivas futuras:.....	86
6	REFERÊNCIAS: .....	87

# 1 INTRODUÇÃO

Os seres vivos sempre estiveram expostos à radiação ionizante, proveniente de várias fontes naturais. No entanto, desde a descoberta dos raios X até os dias atuais os danos causados pela radiação ao homem e seus descendentes é alvo de estudo de grupos de pesquisadores, das autoridades governamentais que são responsáveis por normatizar a produção e controlar a utilização de tecnologias emissoras de radiação ionizantes.

Os efeitos danosos gerados pelas radiações ionizantes exigiram a criação de um sistema de proteção radiológica adotado internacionalmente, o qual estabelece um padrão apropriado de proteção das pessoas que são expostas às radiações decorrentes do trabalho, os indivíduos ocupacionalmente expostos, por motivo de exames ou tratamento, os pacientes e por proximidade às fontes de radiação, o público em geral. A proteção radiológica baseia-se nos princípios da justificação, otimização da prática, além da limitação de dose ou risco. A prática é realizada através de metodologias de monitoração de área e individual, que inclui a confiabilidade instrumental, as medidas e suas interpretações (OLIVEIRA, 2011).

No Brasil a Agência Nacional de Vigilância Sanitária estabeleceu as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico, dispondo normas sobre o uso de aparelhos de raios X diagnósticos em todo território nacional através da portaria 453 de junho de 1998. A implantação da norma de radioproteção atende à necessidade de estabelecer uma política nacional na área de radiodiagnóstico para garantir o adequado funcionamento dos equipamentos de raios X e na proteção dos pacientes. As diretrizes de radioproteção estabelecidas na portaria 453/98 requerem a realização periódica de diversos testes de qualidade, medições dos parâmetros do equipamento de tomografia, dentre os quais podem ser citados a tensão do tubo de raios X (kV), o rendimento do tubo de raios X, a corrente (mA), a carga (mA.s), a filtração inerente do feixe, a colimação do feixe de raios X (mm) pré e pós paciente, espessura do corte (mm), eficiência geométrica, e o pitch (ANVISA, 1998).

A Tomografia Computadorizada (TC), foi introduzida no radiodiagnóstico em 1972 e, desde então, tem-se desenvolvido rapidamente, tanto em termos de desempenho técnico como no uso clínico. A TC helicoidal associada aos arcos multidetectores permitiram uma diminuição considerável no tempo de aquisição dos dados e na qualidade final da imagem gerada. Isso resulta na obtenção de informações de elevada confiança, acerca de todas as partes do corpo

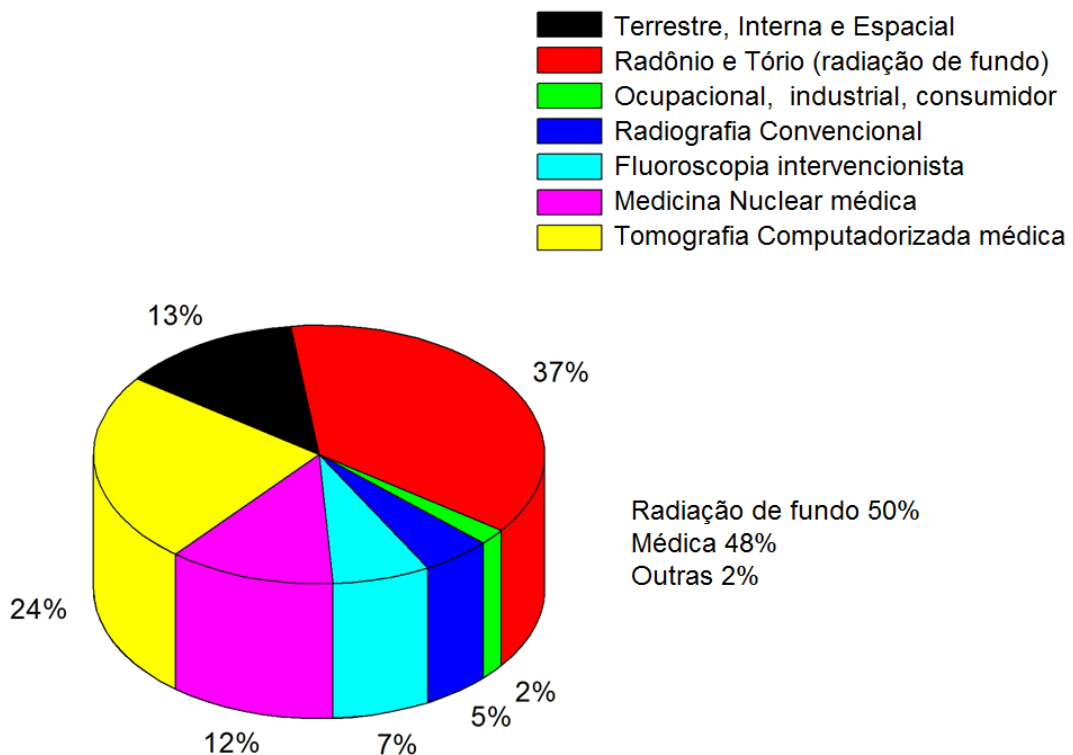


humano, praticamente sem artefatos de movimento provenientes dos movimentos peristálticos e respiratórios do paciente (RIBEIRO, 2012).

O crescimento no uso desse método diagnóstico por imagem é devido à melhora da tecnologia de tomografia computadorizada com multidetectores, pois a precisão diagnóstica permitiu o aumento de suas aplicações nas várias especialidades médicas. O aspecto negativo sobre a tomografia computadorizada é a utilização da radiação ionizante, pois aumenta o risco de efeitos deletérios, em especial nos pacientes pediátricos (BASTOS, 2006).

Segundo dados do Conselho Norte-Americano de Proteção Radiológica, estima-se que a dose de radiação na população tenha quase dobrado desde 1980, principalmente devido aos exames médicos de imagem, que neste período promoveu um aumento na dose populacional de cerca de sete vezes nessa categoria, ultrapassando a exposição decorrente de fatores ambientais. No mesmo período, o número de exames de TC aumentou 20 vezes, passando de 3 milhões para 60 milhões de exames anuais, e hoje responde por um quarto da exposição populacional à radiação (ROMANO et al., 2015). Na Figura 1 é mostrada a distribuição da dose efetiva populacional para comunidade Americana na década de 1990.

**Figura 1** Dose efetiva populacional americana na década de 2006 para diversas categorias.



Fonte: (Adaptado, NCRP, 2006)

A medição de doses em varreduras de TC pode ser difícil de ser realizada e entendida, principalmente porque os filtros utilizados para a conformação do feixe delgado em forma de leque geram um feixe de raios X muito atenuado nas bordas. Esta característica promove mudanças na intensidade do espectro nas extremidades do feixe e diferenças inerentes às arquiteturas e tecnologias incorporadas aos equipamentos de TC, que por sua vez faz com que o parque de TC instalado apresente variações consideráveis entre os diversos modelos de diferentes fabricantes. Devido a esses fatores, existe uma grande variação entre os valores de dose para exames padronizados, em condições similares de qualidade da imagem diagnóstica. (JESSEN et al., 1999).

Para a otimização das doses de pacientes em tomografia computadorizada, a legislação brasileira estabeleceu os níveis de referência de radiodiagnóstico (NRD) apenas em termos da Dose Média em Cortes Múltiplos (MSAD) em um paciente adulto típico, como um parâmetro de controle de qualidade dos tomógrafos definidos em 50 mGy para a cabeça, 35 mGy para a coluna lombar e 25 mGy para o abdome (ANVISA, 1998).

Entretanto, existem outras grandezas que são usualmente utilizadas para medir as doses emitidas nos exames de tomografia, dentre elas o Índice de Dose para Tomografia Computadorizada (CTDI, *Computed Tomography Dose Index*), o Índice de Dose Ponderada (CTDI<sub>w</sub>), o Índice de Dose Volumétrico (CTDI<sub>VOL</sub>) e o produto *kerma*-comprimento, PKL, antigo Produto Dose Comprimento (DLP), importantes para o conhecimento dos níveis de radiação nas varreduras de TC (ICRP, 2007).

Para garantir os níveis tão baixos quanto razoavelmente exequíveis nos exames de tomografia computadorizada, a otimização da dose e a justificção da prática, devem ser relevantes para o paciente, uma vez que o risco é aumentado a cada exame de tomografia ao qual o paciente é submetido (OLIVEIRA, 2011).

Nesse trabalho foram estudadas as doses geradas em varreduras de cabeça utilizando o protocolo infantil, quando havia protocolos específicos, usado na rotina dos serviços de Radiodiagnóstico quando atendem à população pediátrica. Os estudos foram realizados em três equipamentos distintos, utilizando uma carga do tubo de 100 mA.s com 120 kV visando à geração de imagens com um mesmo objetivo diagnóstico.

## **1.1 Justificativa**

O número total de exames de TC por ano e para todos os grupos de idade é de cerca de 60 milhões, dos quais 7 milhões são pediátricos. A TC se tornou uma ferramenta valiosa cuja a utilização cresce a uma taxa de 10% ao ano (ICRP, 2013).

A justificativa do estudo de dosimetria nas varreduras por tomografia computadorizada de cabeça de recém-nascidos é necessária uma vez que, com a evolução da tecnologia de TC, os exames são realizados com tempos muito curtos, com alto grau de confiabilidade diagnóstica. Por esses motivos a cada dia são realizados um número maior de exames de TC em pacientes da clínica pediátrica. Portanto a redução da dose neste procedimento diagnóstico por imagem torna-se relevante por considerar a alta expectativa de vida dos recém-nascidos, e os efeitos deletérios provenientes da radiação utilizada nesta modalidade.

Trabalhos recentes mostram que a TC de cabeça é a região mais estudada na tomografia com o objetivo de avaliação de traumas cranianos, do parênquima cerebral e estudo vasculares por materiais de contraste.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo geral**

O objetivo principal deste trabalho é a análise dos índices de dose na TC medidos em objeto simulador de polimetilmetracalitaio, PMMA, de cabeça de paciente Recém-Nascido (RN), quando submetidos à varreduras de cabeça.

### 1.2.2 Objetivo específicos

- Desenvolver um objeto simulador de cabeça de RN e de adulto padrão em PMMA.
- Analisar os valores de dose média (MSAD) para protocolos de TC de cabeça em três equipamentos de Tomografia computadorizada de Centros Radiológicos de Belo Horizonte.
- Avaliar o índice de dose volumétrica em objeto simulador de cabeça adulto e RN com câmara lápis de ionização, utilizando o protocolo de 100 mA.s com 120 kV.
- Comparar os valores de  $CTDI_{vol}$  medidos no objeto simulador de RN com as medidas no objeto simulador adulto de mesmo material, PMMA.
- Comparar o  $CTDI_{vol}$  entre as varreduras de TC em três tomógrafos multicorte.
- Realizar medições da dose utilizando a câmara de ionização tipo lápis.

### 1.3 Organização do trabalho

O desenvolvimento do trabalho está distribuído em 5 capítulos, incluindo este introdutório, no qual é apresentada a estrutura geral do trabalho, seus objetivos, a importância do tema abordado e a metodologia utilizada.

No capítulo 1 será abordada a introdução ao tema de dosimetria de TC da cabeça de recém-nascido, os objetivos gerais e específicos deste trabalho.

No capítulo 2 é realizada uma revisão bibliográfica da tecnologia de TC, nele são apresentados os principais componentes do tomógrafo e o funcionamento de cada um deles é explicado de forma separada, para que em conjunto contribuam com o funcionamento eficiente do equipamento. Além disso, descreve-se como as imagens são geradas e apresentadas no monitor, e a influência dos parâmetros de controle do processo de aquisição na qualidade final da imagem. As grandezas dosimétricas, a distribuição da dose e as técnicas dosimétricas também são descritas no capítulo 2. Pois se sabe, que das modalidades de diagnóstico por imagem, esta é a tecnologia que contribui com a maior deposição de dose para o paciente. Por isso a importância de avaliar os parâmetros do protocolo, os equipamentos e da característica de distribuição de doses nos exames para pacientes.

O capítulo 3 aborda os materiais e a metodologia que foram utilizados neste trabalho, como a medição de dosimetria por câmara de ionização, as características dos objetos simuladores de PMMA, da programação dos parâmetros de TC usados nas medições das doses.

O capítulo 4 ilustra os resultados coletados nas medidas de dosimetria e como que as técnicas e parâmetros de TC influenciam a variação da dose medida no objeto simulador de RN e no de adulto na aquisição axial.

No capítulo 5 é feita a conclusão deste trabalho.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Pacientes pediátricos têm um maior risco probabilístico de desenvolver câncer em comparação com adultos recebendo a mesma dose. A expectativa de vida mais longa em crianças permite mais tempo para qualquer efeito deletério da radiação para manifestar, e os órgãos e tecidos em desenvolvimento são mais sensíveis aos efeitos da radiação (ICRP, 2013).

A importância da justificação rigorosa dos procedimentos radiológicos é enfatizada para todos os procedimentos envolvendo radiação ionizante, e o uso de modalidades de imagem não-ionizantes deve ser sempre considerado. O objetivo básico da otimização da proteção radiológica é ajustar os parâmetros de imagem e instituir medidas de proteção de modo que a imagem necessária seja obtida com a menor dose possível de radiação e que o benefício líquido seja maximizado para manter qualidade suficiente para interpretação diagnóstica (ICRP, 2013).

Deverá ser dada especial atenção à disponibilidade de medidas de redução da dose quando da aquisição de novos equipamentos de imagem para uso pediátrico. Um dos aspectos únicos da imagiologia pediátrica é com relação à ampla gama de tamanho (e peso) do paciente, portanto, requer atenção especial à otimização e modificação de equipamentos, técnicas e parâmetros de imagem (ICRP, 2013).

Para a tomografia computadorizada, a redução da dose deve ser otimizada pelo ajuste dos parâmetros de varredura (como mA.s, kVp e Pitch) de acordo com o peso ou a idade do paciente, região varrida e indicação do estudo (por exemplo, as imagens com maior ruído devem ser aceitas se forem de qualidade diagnóstica suficiente). Outras estratégias incluem restringir protocolos de exames multifásicos, evitando a sobreposição de regiões de varredura, e apenas a varredura da área em questão. A tecnologia de redução de dose atualizada, como modulação de corrente de tubo, modulação de dose baseada em órgãos, tecnologia de alto kV e reconstrução iterativa deve ser utilizada quando apropriado (ICRP, 2013).

A proposta deste trabalho foi comparar, em varredura de cabeça, a variação da dose em TC. Para a medição do perfil de dose, foi utilizada câmara de ionização tipo lápis, que foi posicionada nas aberturas periféricas e central de um objeto simulador de polimetilmetacrilato adulto e em um objeto simulador de RN. Através de procedimentos que são adotados internacionalmente, o Índice de Dose da Tomografia Computadorizada volumétrico ( $CTDI_{vol}$ ) foi avaliado.

## 2.1 Histórico

A palavra tomografia significa imagem em tomos, ou em planos, sendo esta a definição para as imagens de qualquer aparelho diagnóstico que permita a geração de imagem de um plano de corte, possibilitando o estudo de estruturas localizadas no interior do corpo. Essas imagens podem pertencer a planos de corte diversos tais como, (axial, coronal, sagital ou oblíquo) e sua grande vantagem está em não sobrepor as estruturas anatômicas no corte. (MOURÃO, 2007).

Os avanços tecnológicos estão divididos em sete gerações. O primeiro equipamento de TC foi criado em 1971 por *Godfrey Newbold Hounsfield* e sua primeira utilização diagnóstica ocorreu no mesmo ano, para a visualização de um tumor cerebral. Como o tecido cerebral apresenta uma absorção do feixe raios X menor que o tecido ósseo da calota craniana, este tecido não podia ser observado através de radiografias e assim, o estudo do cérebro teve grande desenvolvimento com o advento da TC (CALZADO, 2010).

A tomografia computadorizada (TC) era, no momento da sua introdução clínica em 1971, um tipo de raio-X que só permitiu obter imagens axiais do cérebro de interesse em neurorradiologia. Ao longo do tempo, tornou-se uma imagem de técnica com a qual são obtidas imagens tridimensionais de qualquer área anatômica, e tem uma ampla gama de aplicações em oncologia, cardiologia, radiologia vascular, ortopedia, ou radiologia intervencional, entre outras (CALZADO, 2010).

Com a introdução da tecnologia helicoidal no início de 1990 e multicorte em 1998 foi possível ampliar as aplicações em todo o campo da medicina diagnóstica. Infelizmente, com o aparecimento de equipamentos multicorte a dose coletiva de radiação tem tendência a aumentar cada vez mais ao surgir equipamentos com mais canais de detectores como os tomógrafos atuais que possuem mais de 256 canais (ISABEL, 2010).

Hoje há tomógrafos disponíveis, projetados especialmente para certas aplicações clínicas. Assim, existem equipamentos de TC específicos para planejamento de tratamentos de radioterapia, estes tomógrafos oferecem um diâmetro maior do gantry que no equipamento de TC habitual, possui abertura suficiente para permitir que o estudo seja feito com grande campo visão. Outro exemplo corrente é a integração de tomógrafos em aplicações incluindo várias técnicas de imagem, por exemplo, pela hibridação de um tomógrafo com a tomografia por

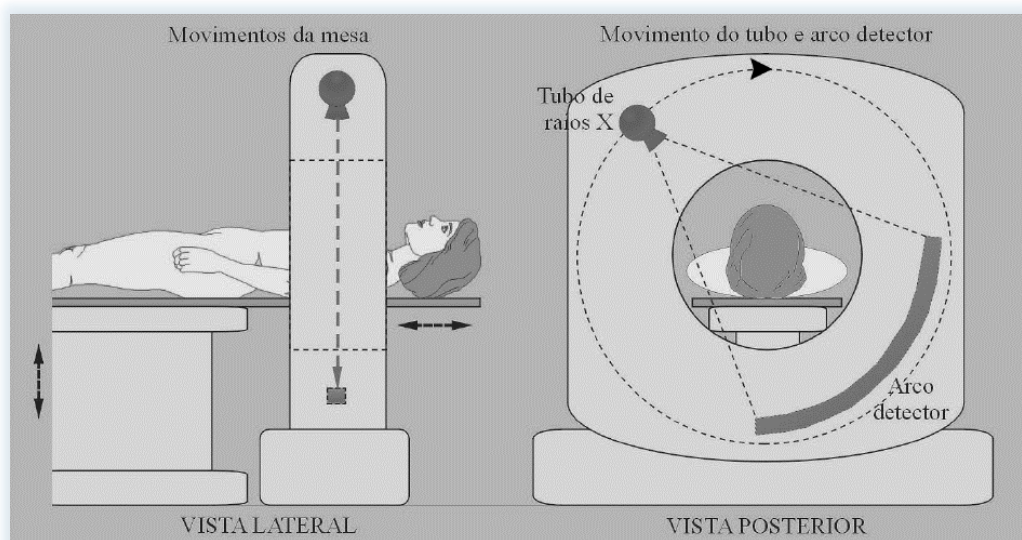
emissão de pósitron (PET), tomografia de emissão de um fóton único (SPECT). (CALZADO, 2010).

Recentemente foi disponibilizado equipamentos com a tecnologia de modulação de dose. Este mecanismo está disponível nos equipamentos mais modernos de TC possibilitando a modulação da corrente no tubo, conforme a variação de espessura da região anatômica estudada. Denominado de Controle Automático de Exposição, o AEC (do inglês, *Automatic Exposure Control*), possibilita a redução da corrente em áreas menos espessas, o que significa uma menor dose total absorvida pelo paciente. Diferentes denominações do AEC, como Care Dose 4D (Siemens), AutomA ou SmartmA (GE), e ACS (Philips) (FINATTO et al., 2014).

## 2.2 Evolução Tecnológica da Tomografia Computadorizada

O aparelho de tomografia computadorizada permite gerar a imagem de um corte anatômico axial com o auxílio de um computador. Este método utiliza um tubo gerador de raios-X que emite radiação enquanto se move em círculo, ou semicírculo, em torno do objeto do qual se deseja gerar imagem. Ao invés de gerar a imagem diretamente sobre o filme radiográfico, a radiação que atravessa o objeto é captada por detectores posicionados em oposição à fonte de radiação, como demonstrado na Figura 2. (OLIVEIRA, 2011).

**Figura 2** - Posicionamento de paciente em aparelho de tomografia computadorizada: 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, 2007).

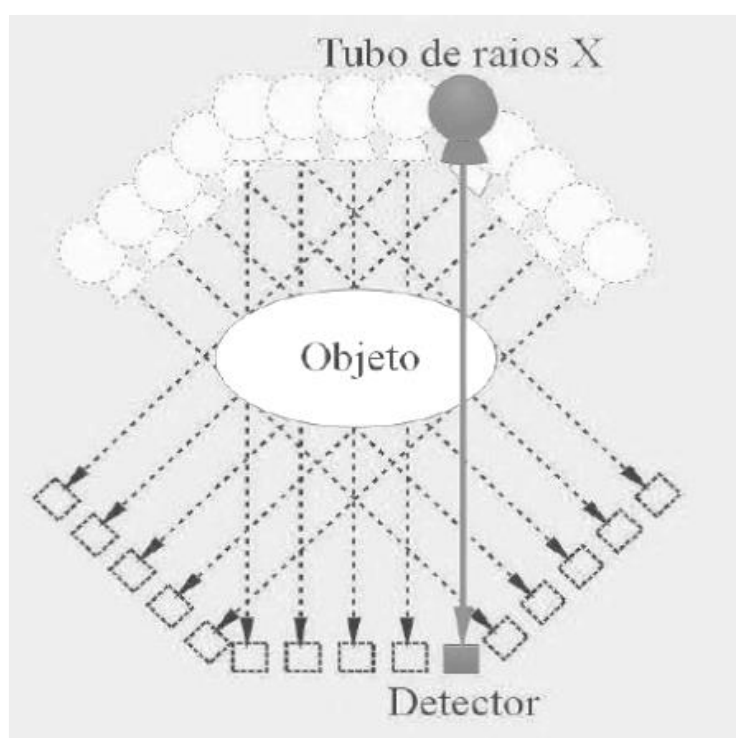


### 2.2.1 Aparelhos de Primeira geração

O funcionamento do primeiro modelo descrito de um aparelho de tomografia computadorizada era baseado em um tubo de raios X, emitindo um feixe extremamente colimado, e um único detector de radiação que foram acoplados em um gantry de forma a se moverem em sincronia. O feixe gerado pelo tubo de raios-X era do tipo pencil beam e atingia o único detector. O objeto era posicionado entre o tubo de raios X e o detector que eram colocados na posição inicial, fazendo a coleta das informações de quanto o feixe foi atenuado nessa posição. O gantry fazia dois tipos de movimentos: um linear e outro semicircular. O conjunto tubo-detector era deslocado de cerca de  $1^\circ$  para cada nova aquisição e todo o processo era repetido. Ao final de muitos posicionamentos do sistema tubo-detector, eram varridos  $180^\circ$  em torno do objeto.(OLIVEIRA, 2011).

Assim, este aparelho possuía tempos de varredura muito longos entre quatro e cinco minutos para a obtenção dos dados da imagem de um único plano de corte. Durante todo esse período de varredura o objeto deveria permanecer imóvel. (MOURÃO, 2007). A Figura 3 exibe o arranjo esquemático do tomógrafo de primeira geração.

**Figura 3** - Arranjo esquemático do tomógrafo de primeira geração.



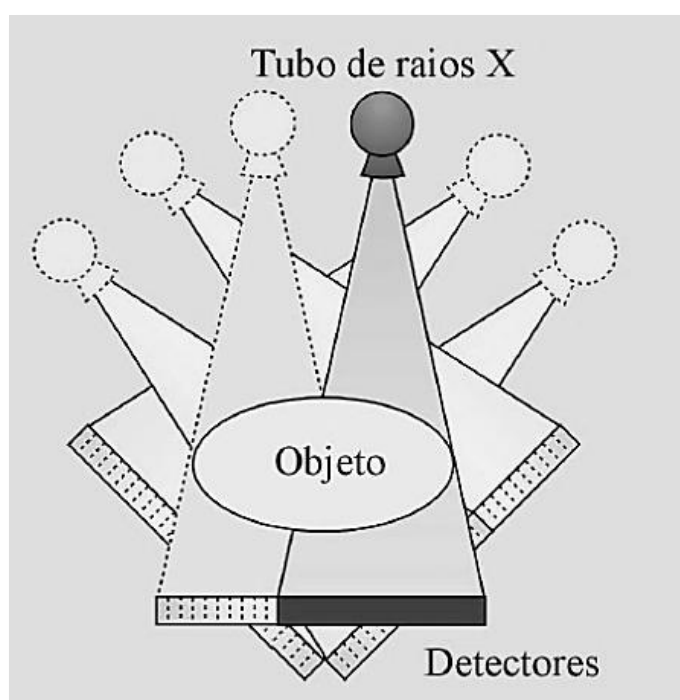
Fonte: (MOURÃO, 2007)

### 2.2.2 Aparelhos de Segunda geração

A segunda geração dos aparelhos de tomografia computadorizada também intercalava movimentos de translação e rotação. Porém, era composta por um tubo de raios X que emitia um feixe delgado em forma de leque e que atingia um conjunto de aproximadamente 30 detectores alinhados em uma reta. O conjunto arco-detector era deslocado, variando sua posição. O aumento do número de detectores possibilitou uma redução considerável para o número de posicionamentos, de 180 posicionamentos necessários nos aparelhos de primeira geração para apenas seis posicionamentos, reduzindo-se o tempo de varredura e, conseqüentemente, o tempo de exame. Menos movimentos lineares eram necessários e os movimentos rotacionais podiam ser mais largos. O feixe em forma de leque gerou a necessidade de algoritmos de reconstrução da imagem bem mais complexos que os algoritmos utilizados nos aparelhos de primeira geração (OLIVEIRA, 2011).

O tempo gasto para a produção da imagem de cada plano de corte era da ordem de 20 a 60 segundos. (MOURÃO, 2007). O esquema do tomógrafo de segunda geração é exibido na Figura 4.

**Figura 4** – Arranjo do equipamento de tomografia de segunda geração.



Fonte: (MOURÃO, 2007).

### 2.2.3 Aparelhos de Terceira geração

O movimento de translação e rotação dos equipamentos de primeira e segunda gerações de tomografia computadorizada possuía sistema mecânico que impedia a aquisição rápida do exame. No final de cada aquisição, o movimento do sistema de tubo de raios-X / detector tinha que ser interrompido, todo o sistema rodado, e o movimento de translação reiniciado. O sucesso da TC como uma modalidade clínica no seu início, motivou os fabricantes a desenvolver sistemas mais sofisticados com geometria de varreduras que pudessem explorar regiões anatômicas maiores com tempos menores de exposição (BUSHBERG et al., 2002).

O número de detectores utilizados nos equipamentos de CT de terceira geração foi aumentado substancialmente (Para mais de 800 detectores), o ângulo do feixe em forma de leque foi aumentado de modo que o detector de matriz formando um arco com largura suficiente para permitir que o feixe de raios-X pudesse cobrir a totalidade da região do paciente a ser examinada. (BUSHBERG et al., 2002).

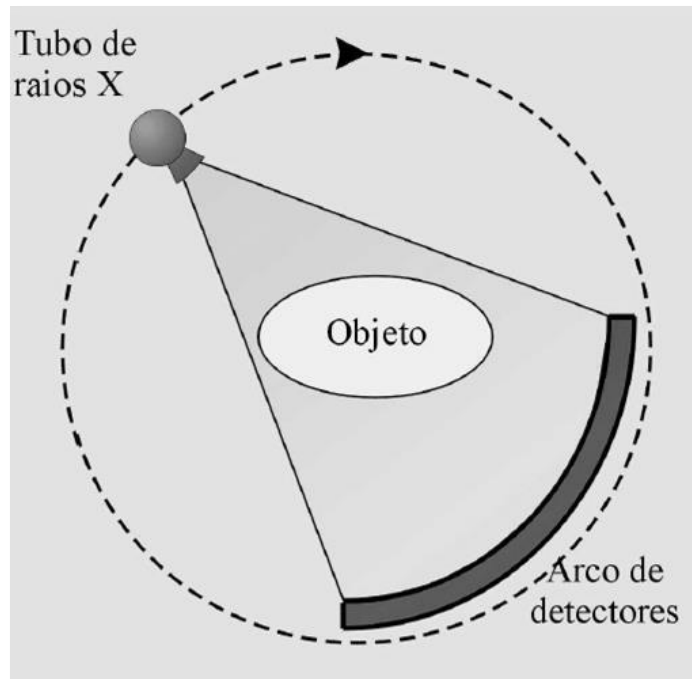
Nesse sistema de rotação/rotação, o tubo de raios-X e o sistema de detecção giram em torno do paciente. Por serem aparelhos que executam apenas movimentos de rotação, os tomógrafos de terceira geração podem produzir imagens com tempos menores de 1 segundo.

Os tomógrafos de terceira geração por utilizarem um sistema curvilíneo que contém muitos detectores e um feixe em forma de leque entre 30° e 60° são substancialmente maiores que o sistema de segunda geração. Nos tomógrafos de terceira geração, o feixe em forma de leque e o conjunto de detectores “ enxergam” o paciente inteiro a todo instante.

O arranjo curvilíneo dos detectores resulta em uma distância foco-detector constante, o que é vantajoso para reconstrução da imagem. Essa característica do sistema de detecção da terceira geração também permite uma melhor colimação do feixe e reduz os efeitos de radiação espalhada. A Figura 5 exibe um esquema de tomografia de terceira geração.

Uma das principais desvantagens dos tomógrafos de terceira geração é o aparecimento de artefatos tipo anel. Se um dos detectores ou conjunto deles falhar, o sinal adquirido ou a sua falta resultará em anel na imagem reconstruída. Para minimizar esses artefatos foram criados algoritmos de programas para correção da reconstrução de imagens de TC. (BUSHONG, 2008).

**Figura 5** - Esquema de um tomógrafo de terceira geração.



Fonte: (MOURÃO, 2007)

#### 2.2.4 Aparelhos de Quarta geração

Apesar da evolução trazida pelos aparelhos de quarta geração, posteriormente ao seu aparecimento, a evolução ocorrida na mecânica de precisão possibilitou melhorar a qualidade do processo de coleta de dados dos aparelhos de terceira geração e, como os detectores de raios X representam um custo considerável, a arquitetura de terceira geração passou a ser economicamente mais viável. Por essa razão, após o aparecimento dos aparelhos de quarta geração surgiram aparelhos mais evoluídos e com arquitetura de terceira geração que acabaram por suprimir a arquitetura dos aparelhos de quarta geração nos aparelhos atualmente comercializados (MOURÃO, 2007).

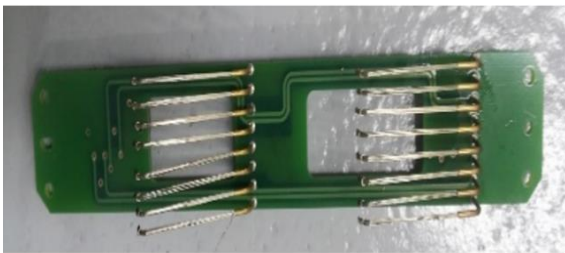
### 2.2.5 Aparelhos helicoidais

Nos sistemas de 3 e 4 gerações, no final da aquisição de cada corte o gantry tinha de parar pois o tubo de raios X e os detectores encontravam-se ligados à eletrônica de controle e alimentação por meio de cabos, existindo um sistema de enrolar e desenrolar destes. Estes cabos permitiam o gantry rodar até um certo ângulo, fazendo o corte e no final teria de rodar em sentido contrário sendo o cabo recolhido (ISABEL, 2010).

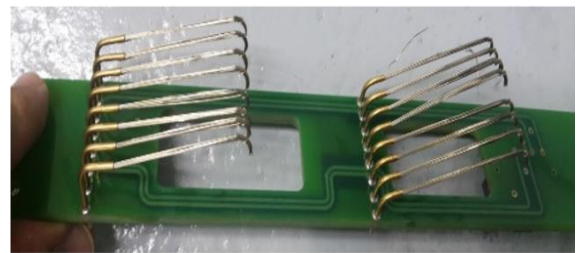
No início dos anos 90 foi incorporada nos sistemas de tomografia de 3º e 4º gerações a tecnologia de *slip ring*, que são anéis deslizantes que consiste em contatos circulares móveis com escovas estacionárias na parte eletrônica da máquina, indicadas nas Figuras 6 (a, b, c) para as escovas fixas e nas Figuras 7 (d, e) para os anéis deslizantes.

Figura 6 - posicionamento das escovas fixas.

(a) Vista Frontal dos anéis deslizantes



(b) Vista Oblíqua superior



(c) Vista lateral



Figura 7 - posicionamentos dos anéis deslizantes

Figura 6 ( d ) Vista Frontal dos anéis deslizantes



Figura 6 ( d ) Vista superior dos anéis deslizantes.



A tomografia helicoidal, espiral ou volumétrica são equipamentos tomográficos conhecidos como tecnologia de sexta geração. O uso desta tecnologia trouxe vantagens em relação às gerações anteriores. Nesta nova versão da TC a mesa move-se com velocidade de translação constante através da abertura do *gantry*, enquanto o tubo de raios-X realiza rotação contínua em torno do paciente. A tecnologia helicoidal com anéis deslizantes coloca a TC novamente na frente da imagem médica (DANCE, 2014).

A principal vantagem da TC helicoidal é a possibilidade de se obter a imagem de uma região grande do corpo em apenas um intervalo de respiração, diminuindo os artefatos gerados na imagem em consequência de movimentos do paciente (MAIA, 2005).

Com a introdução da tomografia helicoidal surgiu a definição de fator de passo (*pitch*). O *Pitch* é um componente importante definido como a razão entre o movimento de deslocamento da mesa por rotação do tubo e a espessura total nominal do feixe (BUSHBERG et al., 2002).

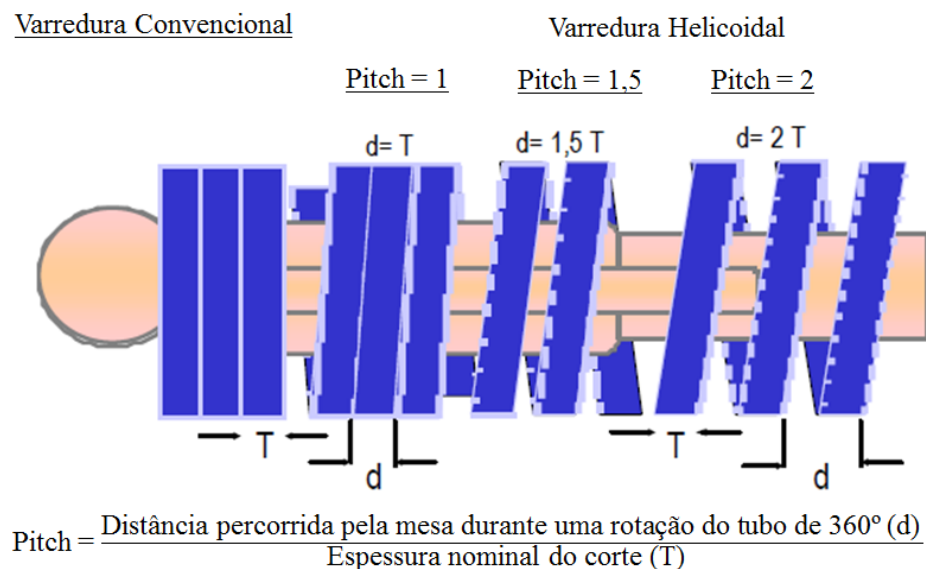
A principal desvantagem da aquisição de TC helicoidal é o aumento do efeito de volume parcial na imagem produzido pelo alargamento na espessura da imagem do corte (perfil de sensibilidade do corte, resolução longitudinal) devido ao tipo algoritmo de interpolação e à velocidade da mesa (KALENDER et al., 1994).

Na prática médica, seleciona-se o *Pitch* com valores entre 1 e 2. Valores menores do que 1 significam que os cortes irradiados são sobrepostos. Em termos de dose e imagem, a maioria dos parâmetros da imagem são equivalentes se a região é investigada pela TC seriada contígua ou a TC helicoidal com passo = 1 (KALENDER, 1991). Para *Pitch* maior do que 1, a dose de radiação é reduzida se comparada com a varredura contígua em série, assim como a resolução

de baixo contraste da imagem. O similar na varredura helicoidal seriam cortes não contíguos. Neste caso, na varredura helicoidal não há perda de registro das estruturas, o que ocorre no intervalo de separação entre os cortes na TC convencional. Se as imagens dos cortes são reconstruídas em intervalos iguais à espessura nominal de corte e o Pitch na aquisição é maior do que 1,5, haverá perda significativa na resolução de baixo contraste da imagem final (VERDUN et al., 1996).

A Figura 8 identifica os valores de pitch utilizados no diagrama esquemático da tomografia helicoidal e na varredura convencional.

Figura 8 – Diagrama esquemático de valores de pitch para tecnologia helicoidal e convencional



Fonte: (Adaptado, CARLOS, 2002)

## 2.2.6 Aparelhos multicorte

A 7ª geração, também chamada de matrizes (*arrays*) multicorte ou multidetectores (vários conjuntos de detectores dispostos paralelamente), utiliza a mesma tecnologia da anterior, contudo em vez de um, utiliza vários canais de detectores, o que permite a varredura de aquisição de um maior volume enquanto o paciente mantém a respiração interrompida (isto é importante por exemplo, na realização de exames de tórax e abdome, pois reduz a presença de artefatos de movimentos). Permite ainda, que um volume normal possa ser examinado

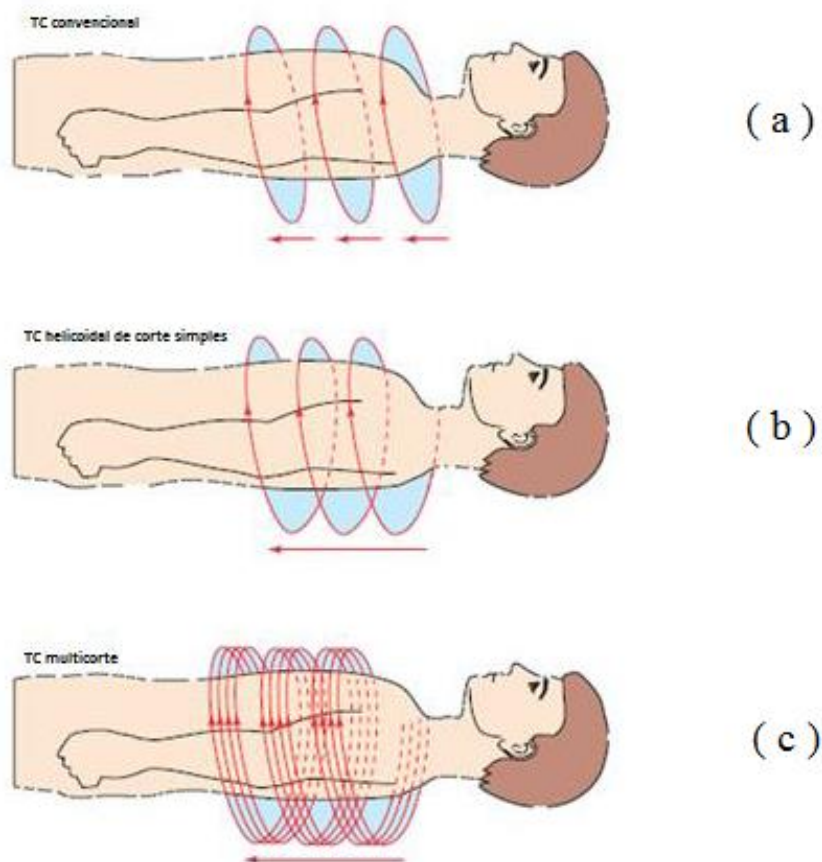
utilizando cortes muito finos, conseguindo-se uma utilização mais eficiente da radiação emitida pelo tubo de raios X (NAGEL, 2002).

Os aparelhos de tomografia computadorizada multicorte possuem no arco mais de uma fileira de detectores, assim para cada volta completa do tubo de raios X em torno do paciente, é feita a aquisição de dados de mais de um corte simultaneamente. O número de cortes possíveis depende do número de fileiras de detectores disponíveis no aparelho e de sua associação (MOURÃO, 2007).

A aquisição pode ser feita de modo sequencial ou em modo helicoidal, sendo esta última mais utilizada. A principal vantagem destes tomógrafos é a utilização mais eficiente da radiação produzida pelo tubo de raios-X através da realização de mais de um corte simultâneo numa única rotação do tubo de raios-X em torno do paciente (NAGEL, 2002).

A Figura 9 exibe um esquema de aquisição de corte no tomógrafo convencional ( *a* ), no sistema helicoidal de corte único ( *b* ) e de multicorte ( *c* ).

Figura 9 - Diferença entre um exame de TC convencional ( *a* ), helicoidal corte simples ( *b* ) e multicorte ( *c* ).

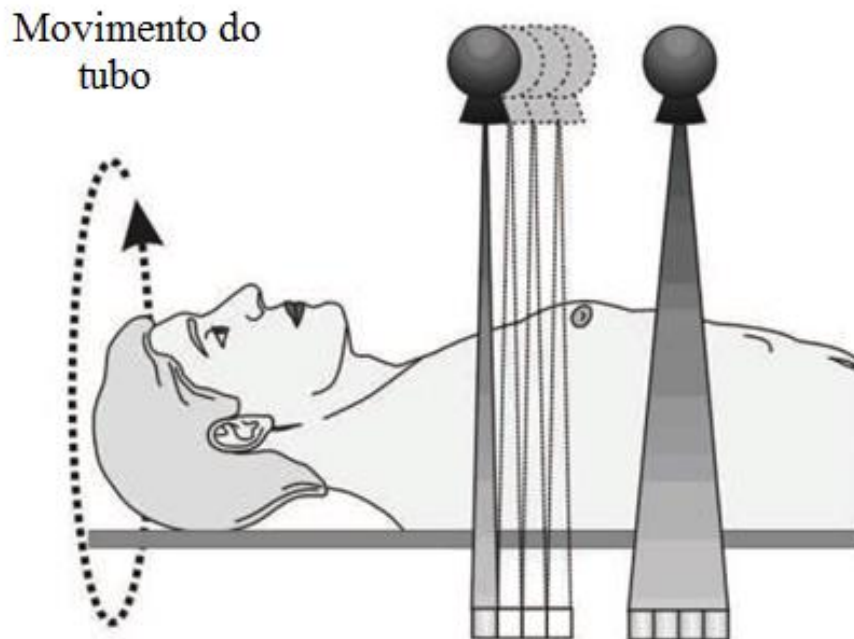


Fonte: (ISABEL, 2010)



O primeiro aparelho foi lançado no início da década de 90 e possibilitava a aquisição da imagem de dois cortes simultâneos por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente. O esquema de aquisição com um conjunto tubo-arco detector de corte único e com um conjunto tubo-arco detector multicorte é apresentado na Fig. 10. A tecnologia do arco detector com apenas uma fileira de detectores é denominada SDCT (*Single Detector Computed Tomography*) e faz a aquisição de dados de apenas um corte por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente. A tecnologia do arco detector com mais de uma fileira de detectores é denominada MDCT (*Multi Detector Computed Tomography*) e faz a aquisição de dados de mais de um corte simultaneamente por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente. No exemplo da Figura 10, o sistema multidetector permite a aquisição de quatro cortes por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente (MOURÃO, 2007).

Figura 10 - Sistema de aquisição de dados de corte único e de quatro cortes (multicorte)

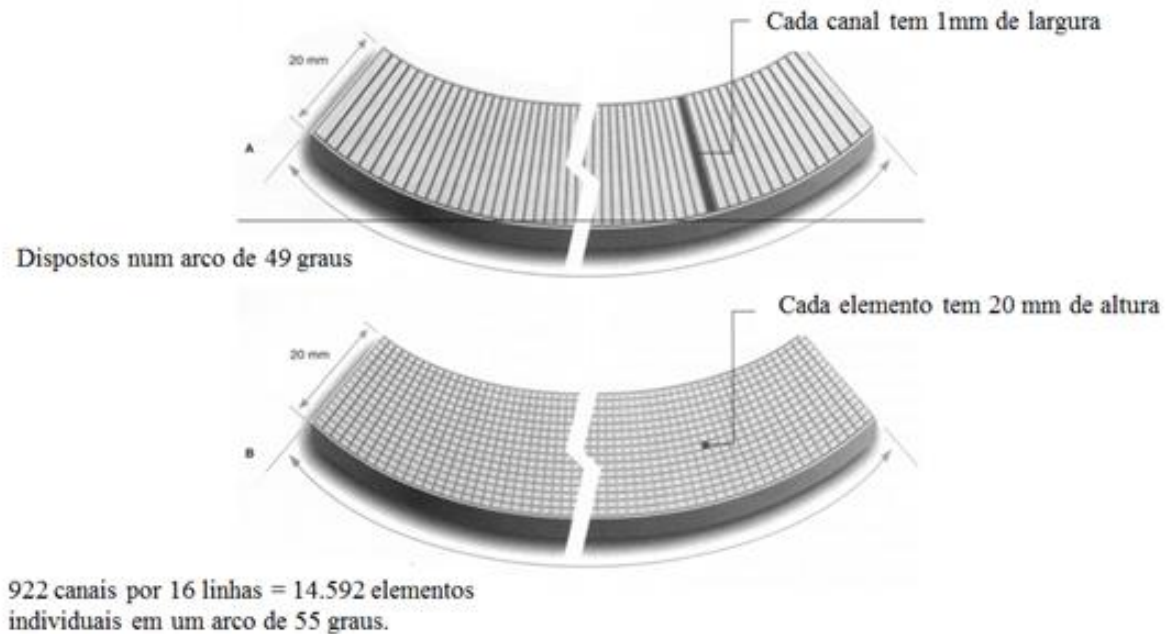


Fonte: (MOURÃO, 2007)

Na teoria, o tempo que leva uma TC multicorte com 4 canais de detectores a efetuar um exame é 4 vezes menor que num mesmo exame em um tomógrafo helicoidal de corte único. Na prática a TC multicorte consegue ser 2 a 3 vezes mais rápida que um tomógrafo de corte único. A tecnologia multicorte possui também *computadores* mais rápidos que permitem realizar reconstrução em tempos menores no pós processamento das imagens (ISABEL, 2010). A

Figura 11 (a) exibe um sistema de canal único de detectores e a 11 (b) múltiplos canais de detectores.

Figura 11 - (a) Sistema de canal único de detectores, 11 (b) múltiplos canais de detectores.



(Adaptado, MAHADEVAPPA, 2009)

Existe uma grande variedade de equipamentos tomográficos, e os protocolos utilizados dependem das possibilidades que esses equipamentos proporcionam. Assim os protocolos devem ser adaptados às condições dos equipamentos que se utiliza para realizar as aquisições. A definição dos parâmetros de uma dada aquisição depende do equipamento que está sendo utilizado, do fabricante, se a aquisição é axial, helicoidal ou multicorte (MOURÃO, 2007).

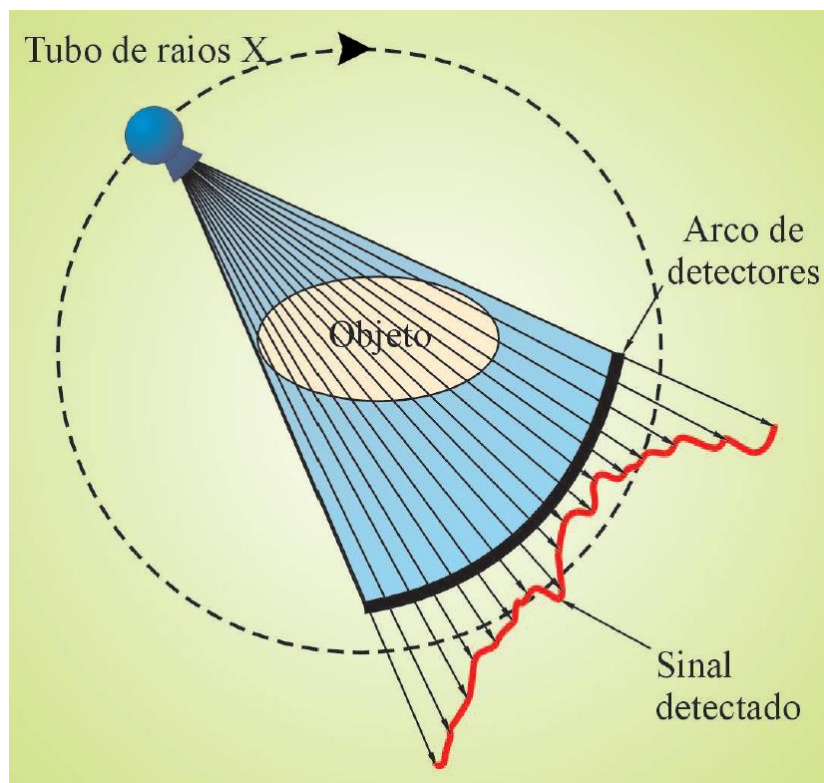
A aquisição da imagem em TC está diretamente associada à demanda que originou ao pedido de exame. Os protocolos utilizados para a aquisição são programas que se encontram disponíveis no painel dos equipamentos e que definem a maioria dos parâmetros de uma dada varredura. Estes protocolos estabelecem a tensão do tubo (kV), a carga (mA.s), a colimação do feixe, a velocidade da mesa e o pitch, sendo os principais parâmetros que contribuem para a dose no paciente. Modificações realizadas nesses parâmetros podem influenciar diretamente na dose do paciente como na qualidade da imagem (AAPM, 2008).

A qualidade da imagem de TC é influenciada pelos parâmetros da técnica relacionados à dose de radiação (parâmetros de varredura), pelos parâmetros relacionados à reconstrução e à apresentação da imagem, e pelos parâmetros clínicos (CARLOS, 2002).

### 2.3 Fase de aquisição de dados

A fase de aquisição de dados é também conhecida como fase de varredura ou de exploração. Inicia-se com a exposição de uma seção da região do corpo a um feixe colimado de raios-X, na forma de um leque fino, envolvendo as suas extremidades. Na Figura 12 é mostrado um esquema de todo o sistema de exposição em TC. Os fótons que atravessam a seção do corpo sem interagir e os atenuados, atingem um conjunto de elementos detectores, no lado oposto, tendo o paciente ao centro. O feixe ao atravessar o corpo, é atenuado, e a leitura do sinal do detector é proporcional ao grau de atenuação ou à penetração do feixe. Portanto, a intensidade do sinal do detector é uma medida da atenuação. Uma projeção é composta por um conjunto de medidas da atenuação de feixes, denominado “perfil de atenuação”. Para produzir a imagem é necessário um conjunto de perfis de atenuação obtidos em diferentes ângulos de projeção. Estes são obtidos pela rotação do tubo de raios X em torno da seção do corpo. Durante a rotação o sinal recebido dos detectores são registrados em intervalos fixos de tempo (CARLOS et al., 2002).

Figura 12 - Geração de sinal a partir da atenuação do feixe promovida pelo objeto.



Fonte: (MOURÃO, 2007)

O ângulo de varredura necessário para obter a imagem através do mapeamento dos coeficientes lineares de atenuação da seção é no mínimo de 180°. Os dados são duplicados se a rotação é completa, 360°, típica das varreduras convencionais. Varreduras com ângulos menores são realizadas com o objetivo de diminuir o tempo de varredura e com ângulos maiores para diminuir os artefatos de movimento, em estudos das regiões do tronco. O número de projeções e a intensidade e o espaçamento entre os detectores são fatores importantes para características da imagem. Entretanto, a sua seleção é muitas vezes automática, sendo efetuada pelo programa de computador (CARLOS et al., 2002).

O número total de medições de atenuação durante a varredura de corte é dado pelo produto do número de projeções e o número de fótons por projeção. Cada imagem requer cerca de 100.000 a 1.000.000 medições, dependendo do modelo do tomógrafo e da técnica selecionada. Os sinais dos detectores codificados que alimentam os programas de reconstrução da imagem são denominados dados brutos (CARLOS et al., 2002).

## 2.4 Fase de Reconstrução da Imagem

A reconstrução de imagem de TC é um processo realizado por computador. Algoritmos matemáticos transformam os dados brutos em imagem numérica ou digital. A imagem digital é uma matriz bidimensional, em que cada elemento de matriz, denominado de pixel, recebe um valor numérico denominado de número de TC. O número de TC está relacionado ao coeficiente ponderado de atenuação do elemento do objeto, o voxel, que ele representa. A definição do número de TC em unidades Hounsfield (UH) é dada na Eq. 1, onde,  $\mu_t$  é o coeficiente ponderado de atenuação ponderada do material que compõe o voxel e  $\mu_w$  é o coeficiente linear de atenuação da água. Por definição, o número de TC da água é igual a zero (CARLOS et al., 2002).

$$\text{Número de TC} = 1000 \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \quad (1)$$

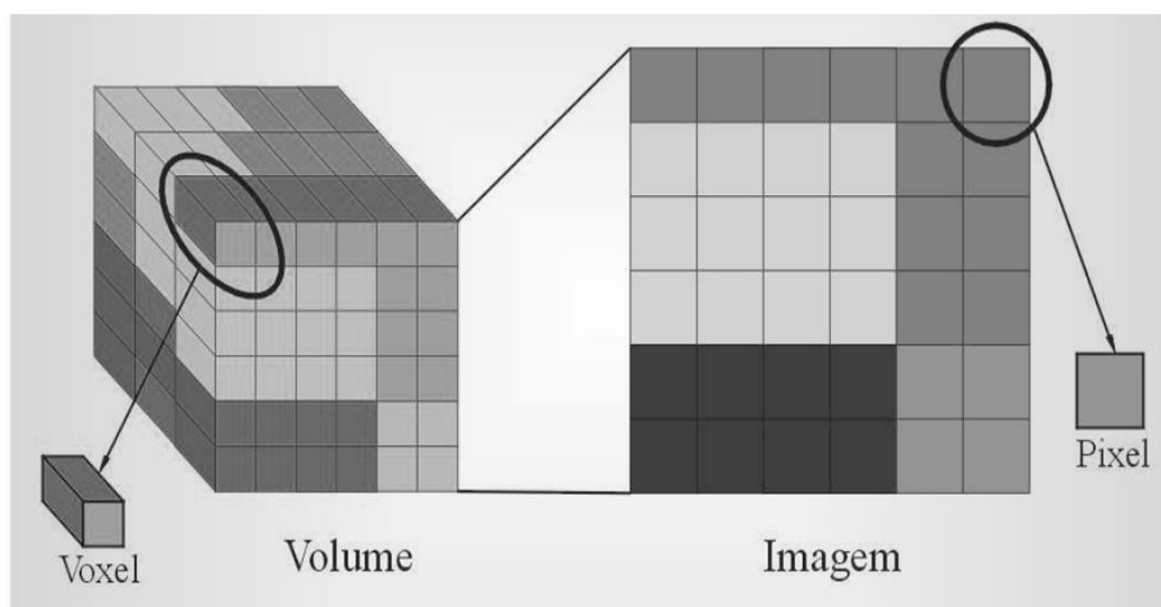
Na tomografia computadorizada a faixa de energia do feixe de raios X predominante na interação entre fótons e tecido mole é o espalhamento Compton, onde o coeficiente linear de atenuação tem forte dependência com a densidade do tecido. Desta forma, pelo menos para os tecidos moles, os números de TC estão intimamente relacionados à densidade do tecido. Para tecidos menos densos do que a água, o valor de número de TC é negativo. Um número de TC

positivo indica que a densidade do tecido é maior do que a da água (CARLOS et al., 2002). Os números de TC para vários tipos de tecidos em UH, e coeficientes de atenuação linear de raios X ( $\text{cm}^{-1}$ ) para 3 kVp estão na Tabela 1 e na Figura 13 representada por uma matriz de pixels.

Tabela 1 - Os números de TC para vários tipos de tecidos em unidades Hounsfield (UH) e coeficientes de atenuação linear de raios X ( $\text{cm}^{-1}$ ) para 3 kVp (BUSHONG, 2008).

Tecido	Número de TC (HU)	Coeficiente linear de atenuação ( $\text{cm}^{-1}$ )		
		100 kVp	125 kVp	150 kVp
Osso	3000	0,53	0,46	0,41
Músculo	50	0,24	0,21	0,18
Massa branca	45	0,21	0,19	0,16
Massa cinzenta	40	0,21	0,18	0,16
Sangue	20	0,21	0,18	0,16
Líquido cérebro espinhal	15	0,21	0,18	0,16
Água	0,0	0,21	0,18	0,16
Gordura	- 100	0,19	0,16	0,14
Pulmões	- 200	0,09	0,08	0,07
Ar	- 1000	0,00	0,00	0,00

Figura 13 - Matriz de pixels de uma imagem gerada a partir dos voxels que compõem uma fatia de volume.

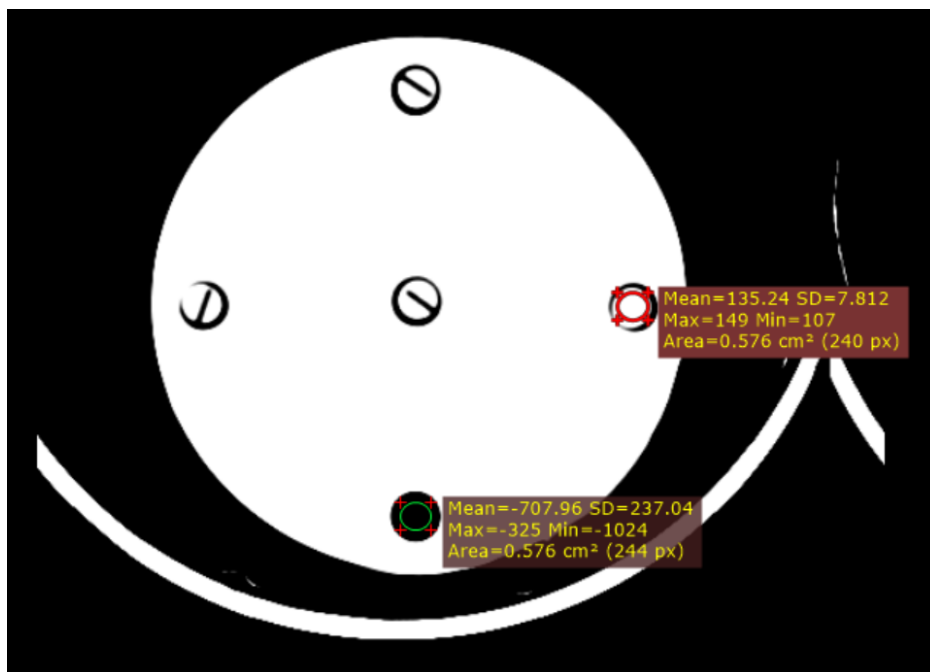


Fonte: (MOURÃO, 2007)

Para ilustrar alguns valores de pixels na escala Hounsfield, utilizou-se o software RadiAnt Dicom Viewer para demonstrar duas medidas em dois pontos distintos em um corte axial de um objeto simulador de cabeça de PMMA. A primeira medida foi realizada na posição três do

relógio analógico, que representa um valor positivo máximo de (149) e mínimo de (107) HU. O valor positivo dos coeficientes de atenuação linear se dá pelo material absorvedor do PMMA. A outra medida foi realizada abaixo da abertura seis do respectivo relógio analógico, os valores de atenuação negativos, possuem o valor máximo de (-325) e mínimo de (-1024). Os valores HU negativos se referem à grande contribuição do ar na formação do valor de atenuação do *voxel* que deu origem a este pixel. A Fig. 14 apresenta uma imagem de corte axial do objeto simulador PMMA de cabeça de RN.

Figura 14 - Imagem de corte axial de objeto simulador de PMMA de cabeça de RN apresentado valores de pixels na escala Hounsfield



## 2.5 Fase de Apresentação da Imagem

A fase final é a conversão da imagem digital em uma imagem de vídeo, para que possa ser diretamente observada em um monitor de TV e, posteriormente documentada em filme. Esta fase é efetuada por componentes eletrônicos que funcionam como um conversor (vídeo) digital-analógico. A relação entre os valores do número de TC do pixel da matriz de reconstrução para os tons de cinza, ou de brilho, da matriz de apresentação é estabelecida pela seleção da janela. Os limites superior e inferior da janela são determinados pelo centro e a largura da janela, que

definem a faixa dos números de TC que é convertida em tons de cinza da imagem. Os pixels que possuem números de TC acima do limite superior da janela são mostrados na cor branca e aqueles cujos números de TC estão abaixo do limite inferior apresentam-se em cor preta (CARLOS et al., 2002).

### **2.5.1 As janelas utilizadas na tomografia**

Uma janela é caracterizada pela sua largura e o seu centro expresso em UH. A largura de janela (window width, W ou WW) é definida como a faixa de números de TC que é convertida em tons de cinza. O centro da janela (level, L ou WL) é usada para exibir o tom de cinza médio, de modo que o observador a selecione de acordo com as características de atenuação da estrutura de interesse.

### **2.5.2 Largura de janela (WW)**

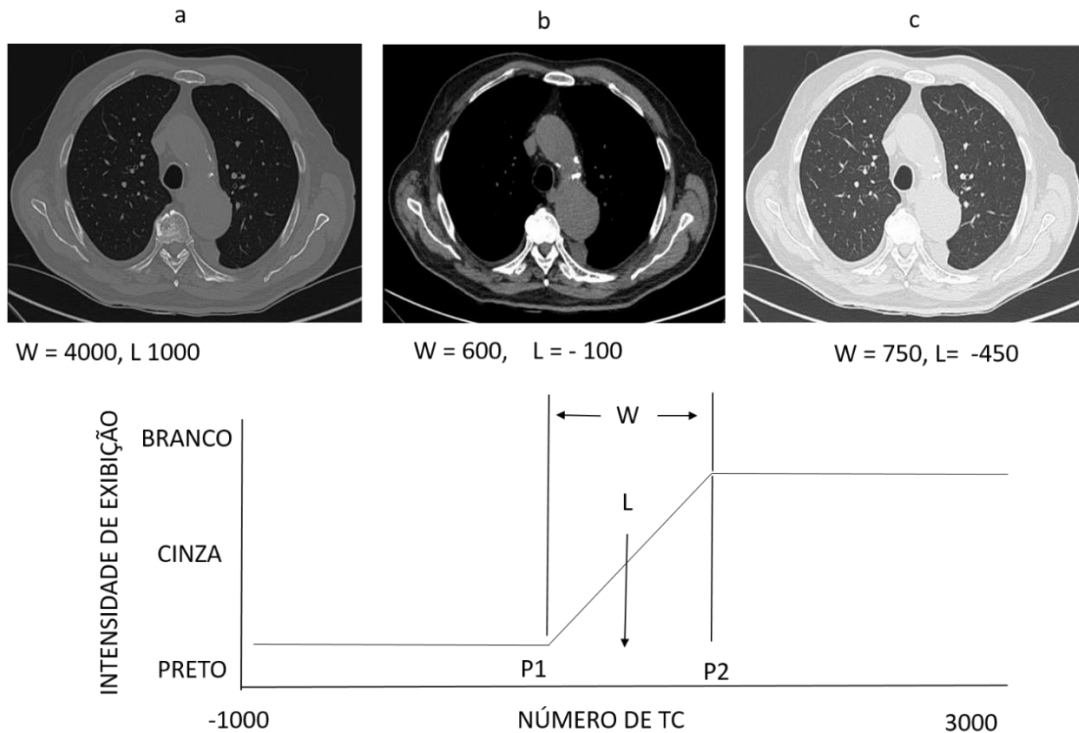
Os monitores e impressoras de tomografia utilizam 256 tons de cinzas (8 bits) para exibir as imagens de TC, embora o voxel utilize 12 bits (4096) na escala de cinzas (BUSHBERG et al., 2002). A seleção de Largura de janela determina o número de valores de CT representados por cada tom de cinza do monitor. Uma janela estreita atribui menos pixels a cada nível de cinza do que uma janela larga. (GE, 2008).

### **2.5.3 Nível de janela (WL)**

O Nível da janela é igual ao valor de número de CT do pixel no centro do intervalo da Largura de janela. O valor do nível recebe o tom de cinza mediano. O sistema exibe valores de pixel que estão entre o centro e o nível superior de janela, de cinza a branco, e do centro e o nível inferior de janela, de cinza a preto. Quando muda de nível, a largura de janela move-se para cima ou para baixo da linha de número de CT. Os valores de CT mudam em função do Nível de janela, mas a largura de janela e o número de pixels por nível de cinza não muda (GE, 2008).

A Figura 15 destaca a imagem axial do tórax com janelas ajustadas para visualização de estruturas ósseas (a), para órgãos mediastinais (b) e pulmão (c).

Figura 15 - Aplicação diferenciada das janelas sobre a escala Hounsfield, (a) realce do tecido ósseo, (b) realce de tecidos de órgãos mediastinais, (c) realce do parênquima pulmonar.



Fonte: (Adpatado, BUSHBERG, 2002)

## 2.6 Dose de Radiação em TC

A dose média absorvida pelos órgãos está associada aos riscos probabilísticos induzidos pela radiação, diferentemente dos descritores de dose em radiologia diagnóstica a dose nos órgãos em tomografia computadorizada não pode ser medida diretamente. Por isso foram propostos descritores de dose específicos que procuram avaliar as práticas em TC; *Computed Tomography Dose Index* (CTDI), que é o Índice de Dose em TC e o DLP, Produto Dose-Comprimento. O conceito de dose efetiva também deve ser usado com a vantagem de se poder comparar com outras doses geradas em exames de radiodiagnóstico. Por várias razões é importante termos a informação das doses recebidas pelos pacientes nas varreduras em TC (MOURÃO, 2014).

As diferenças das práticas e dos protocolos técnicos utilizados em TC são objetos de discussão na comunidade científica e clínica. Com objetivo de reforçar o princípio da otimização, o

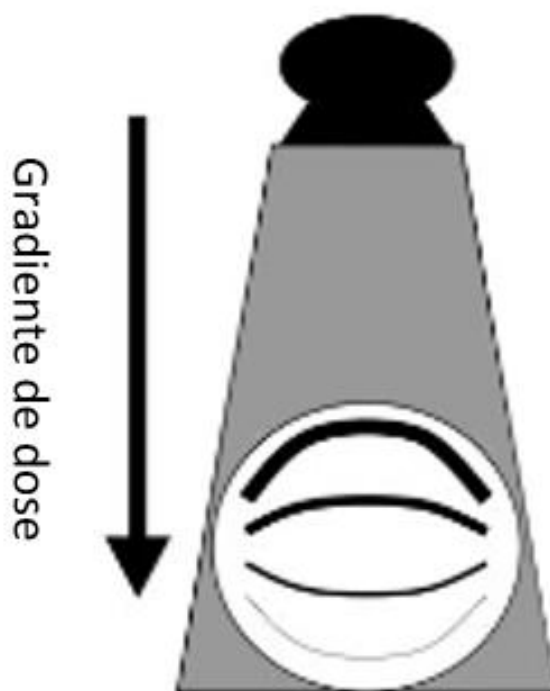


conceito de nível de referência de diagnóstico (NRD) foi introduzido em diversos países, para controlar o nível de otimização dos procedimentos utilizados nesta técnica e garantir que a exposição seja mantida a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível. Os NRD foram propostos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*) em 1996. A partir daí as doses recebidas pelos pacientes submetidos a exames radiológicos começaram a ser investigadas (ICRP, 2007).

## 2.7 Variações da Dose no Objeto Irradiado

Tanto nas exposições radiográficas quanto nas tomográficas existem variações da dose no objeto irradiado. A projeção das exposições radiográficas é tomada de uma determinada posição, visto que a fonte está em fase estacionária. Na Figura 16, as linhas mais espessas representam a dose de entrada na pele, que é muito maior do que a dose de saída na pele, representada pelas linhas finas. Esta diferença cria um gradiente de dose de radiação através do paciente (McNitt-Gray, 2002).

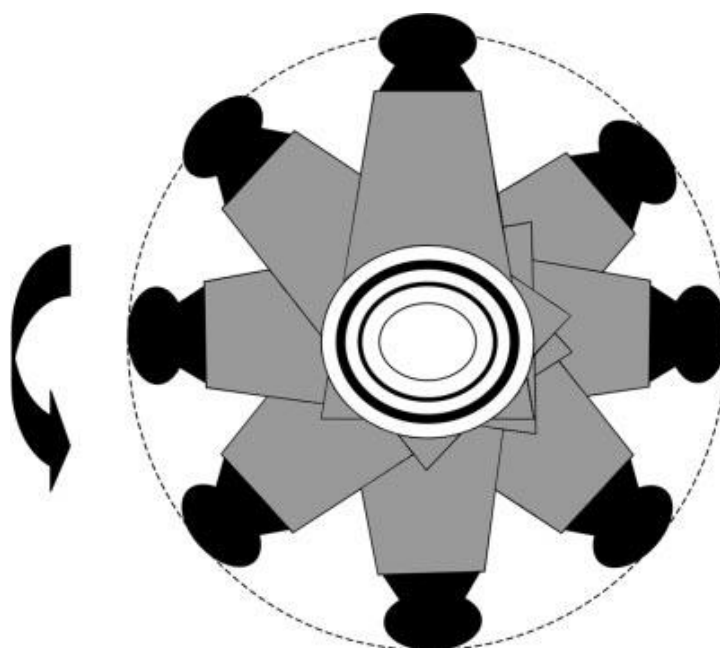
Figura 16 - Gradiente de dose resultante da exposição radiográfica.



Fonte: (McNITT-GRAY, 2002)

Em contraste, as exposições tomográficas de 360° de rotação resultam em um gradiente de dose de radiação radialmente simétrico dentro do paciente. Ou seja, em um objeto circular uniforme, como um objeto simulador, todos os pontos em um determinado raio a partir do centro têm aproximadamente a mesma dose de radiação Figura 17 (McNitt-Gray, 2002).

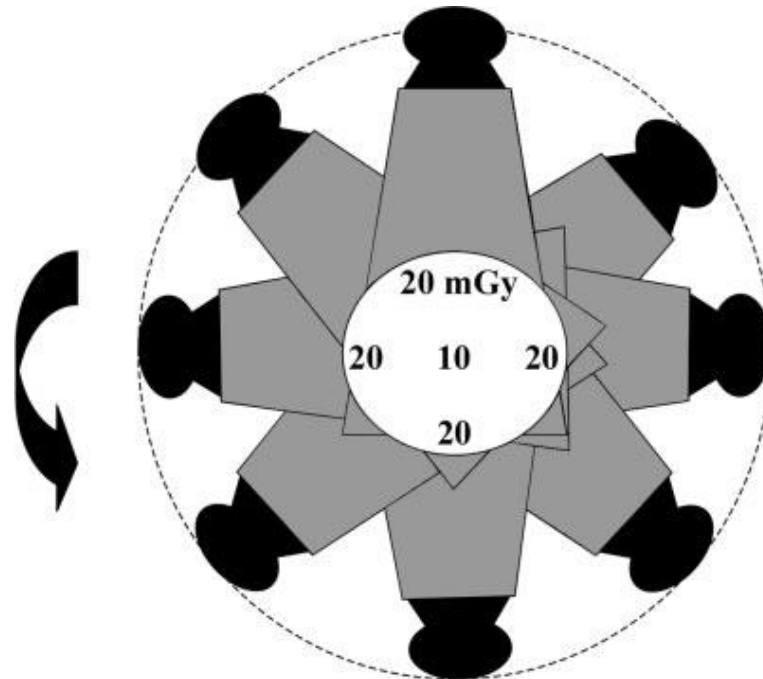
Figura 17 - Gradiente de dose resultante da exposição radiográfica.



Fonte: (McNitt-Gray, 2002)

A magnitude do gradiente de dose, isto é o tamanho da diferença do centro para a periferia, será afetada por vários fatores, incluindo o tamanho do objeto, o espectro do feixe de raios X e a atenuação do material ou tecido. Por exemplo, medições de dose obtidas no centro de um típico objeto simulador de tórax para a dosimetria de TC, de 32 cm de diâmetro e feito de polimetilmetacrilato (PMMA), são tipicamente cerca de 50% do valor medido em uma das posições periféricas. Para 120 kV, 280 mA, 1 s de varredura, ou seja, 280 mA.s e 10 mm de colimação, obtêm um valor central de 10 mGy e valores periféricos de 20 mGy que são medidos a 1 cm abaixo da superfície Figura 18 (McNitt-Gray, 2002)

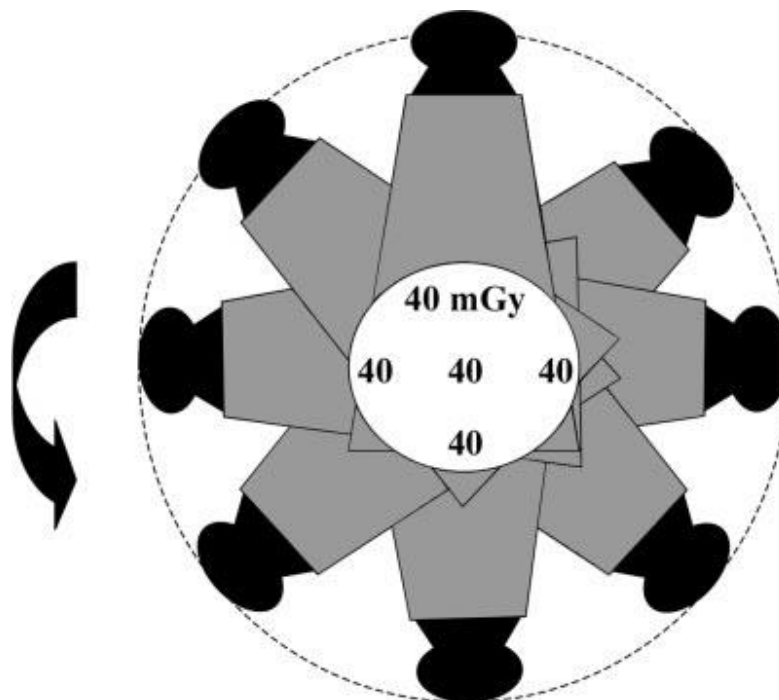
Figura 18 - Gradiente de dose radial com uma proporção de 2:1 da periferia para o centro em um objeto simulador de tórax.



(McNitt-Gray, 2002)

No entanto, para um objeto simulador de cabeça com 16 cm de diâmetro, medido nas idênticas condições de irradiação, o valor central e os valores periféricos sobem para cerca de 40 mGy, Figura 19. Isso demonstra o menor gradiente de dose radial e indica que a diferença do centro para a periferia e os valores absolutos das doses absorvidas são dependentes do tamanho do objeto irradiado. Os fatores técnicos para as medições são 120 kV, 300 mA, 1,0 s de varredura, ou seja, 300 mA.s e 5 mm de colimação (McNitt-Gray, 2002).

Figura 19 - Ausência de um gradiente de dose radial em um objeto simulador de cabeça.



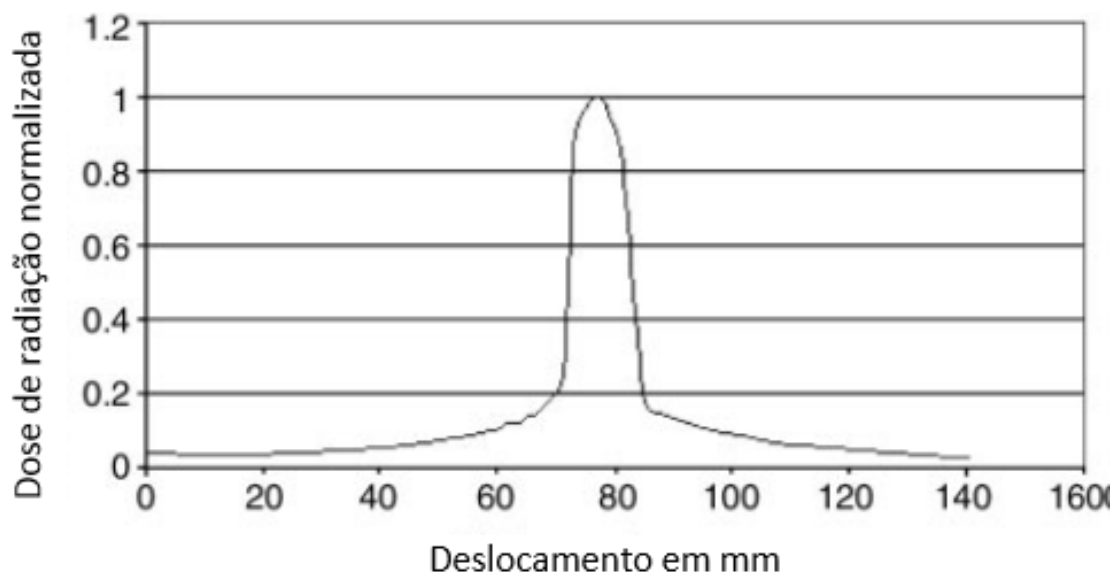
Fonte: (McNitt-Gray, 2002)

## 2.8 Variação Longitudinal da Dose

Além das variações do plano de varredura, existem variações ao longo do comprimento do paciente ou objeto simulador. Estes podem ser caracterizados pela distribuição de dose do eixo Z, ou seja, pelo perfil de dose da radiação, Figura 20 (McNitt-Gray, 2002).

A Figura 20 apresenta a distribuição da dose absorvida ao longo do eixo (Z) do paciente devido a uma única varredura axial (uma rotação completa na mesa). O perfil de radiação não se limita à área primária adquirida. Há contribuições devido à difusão da radiação espalhada dentro do objeto a ser exposto. Quando múltiplas varreduras adjacentes são feitas, as contribuições dos perfis de radiação das varreduras adjacentes contribuem na composição da dose absorvida fora da área primária. Ou seja, a dose de radiação em uma seção específica consiste na soma das contribuições para essa seção quando essa área é a área primária a ser exposta, bem como as contribuições dos perfis de radiação de seções adjacentes. O tamanho das contribuições das seções adjacentes é diretamente relacionado com o espaçamento das seções, a largura e a forma do perfil de radiação. Para contabilizar os efeitos das varreduras múltiplas, várias grandezas dosimétricas foram desenvolvidas, porém até hoje não existe uma padronização consolidada a este respeito (McNitt-Gray, 2002).

Figura 20 - Perfil de dose em um objeto cilíndrico de PMMA ao longo do eixo longitudinal devido à irradiação da fatia central.



Fonte: (McNitt-Gray, 2002)

## 2.9 Grandezas Dosimétricas Usadas em TC

Na TC a fonte de irradiação em movimento rotacional produz, no interior da seção do corpo no paciente, distribuição de dose absorvida mais uniforme que a dos outros procedimentos da Radiologia Convencional onde a irradiação é unidirecional. Os parâmetros de exposição influenciam o valor da dose. Já a distribuição espacial relativa da dose absorvida depende dos parâmetros geométricos da unidade, tais como o ângulo de abertura, distância foco-centro de rotação e, fundamentalmente, da forma e composição do filtro moldado (CARLOS, 2002).

Em 1981, dois descritores de dose foram introduzidos pelo FDA (SHOPE; GAGNE; JOHNSON, 1981): o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) e a dose média em múltiplos cortes MSAD (Multi Slice Average Dose). O MSAD (Multi Slice Average Dose) é a grandeza dosimétrica que representa a dose média no corte central, relativa a uma série de cortes tomográficos (SHOPE, 1981) e sua definição é dada pela Eq. 2.

$$\text{MSAD} = \frac{1}{h} \int_{-\frac{d}{2}}^{+\frac{d}{2}} D_{Nd}(Z) dz \quad (2)$$

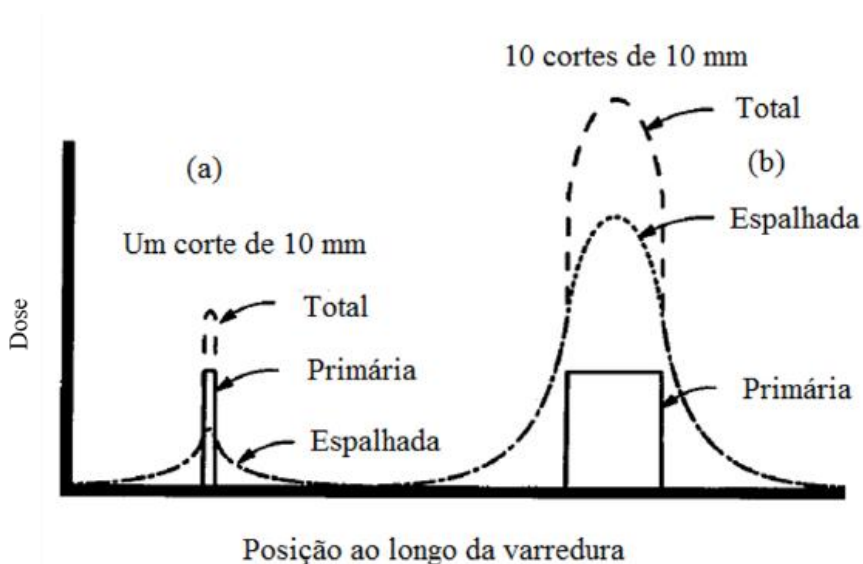
Onde  $d$  é o incremento da mesa e  $D_{Nd}(z)$  é a dose decorrente de  $N$  cortes em função da posição.

A exposição média no corte central de uma série de cortes é equivalente à medida da exposição multiplicada pela espessura de um único corte ( $C.kg^{-1}.cm$ ), leitura dada pela câmara de ionização tipo lápis dividida pelo incremento da mesa. Assim, é possível determinar o MSAD realizando apenas um corte. A grandeza dosimétrica medida neste caso foi denominada Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI) e a simplicidade de sua medição a transformou na grandeza dosimétrica mais difundida (JUCIUS et al., 1977).

A intensidade do feixe de raios X pode ser representada graficamente ao se definir o eixo longitudinal do paciente como eixo Z. A área pontilhada na figura 21 representa a dose recebida pelos tecidos exteriores à secção nominal do corte devido à combinação da divergência do feixe, penumbra e radiação espalhada. Portanto, quando secções adjacentes são escaneadas, a dose em qualquer secção é aumentada pela contribuição das outras secções. 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 21 (a) apresenta o perfil de dose para um único corte (aquisição axial) com espessura nominal de  $T = 10$  mm e (b) o perfil de dose para corte uma série de 10 cortes, com 10 mm de espessura de corte.

**Figura 21** - Perfil de dose para corte único (a) e de uma série de 10 cortes de 10 mm (b).



Fonte: (BUSHBERG, 2002).

A definição matemática do CTDI está descrita na Eq. 3. A grandeza dosimétrica CTDI refere-se a medidas dentro de um objeto simulador de paciente, feito em acrílico, com a contribuição da radiação espalhada ou no ar ( $CTDI_{ar}$ ) (SHOPE, 1981; EC, 1977).

$$CTDI = \frac{1}{h} \int_{-8}^{+8} D(Z) dz \quad (3)$$

Onde  $D(z)$  é o valor da dose absorvida no simulador na posição  $z$  e  $h$  é a espessura nominal do corte tomográfico.

Quando o equipamento realiza vários cortes simultaneamente, o CTDI é calculado pela Eq. 4.

$$CTDI = \frac{1}{N.h} \int_{-8}^{+8} D(Z) dz \quad (4)$$

Onde  $N$  é o número de cortes realizados simultaneamente.

A equivalência entre o CTDI e o MSAD só é válida para quando o incremento da mesa e a espessura do corte tomográfico forem iguais, pitch igual a 1. (JUCIUS et al., 1977). Nos demais casos é definido pela Eq. 5.

$$MSAD = \frac{CTDI}{Pitch} \quad (5)$$

É possível encontrar variações nas definições dos limites de integração do CTDI. O intervalo de integração do CTDI deve ser entre  $-7h$  e  $+7h$ , onde  $N$  é o número de detectores e  $T$  é a espessura do feixe, como mostra a Eq. 6, (AAPM 2007).

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{N.T} \int_{-7}^{+7} D(Z) dz \quad (6)$$

O intervalo de integração proposto pelo FDA dificulta um pouco as medições com a câmara de ionização tipo lápis, pois ela tem o comprimento de medida fixo. Por exemplo, para uma câmara de 10 cm, o valor do  $CTDI_{FDA}$  só coincide com o valor medido para espessura do corte igual a 7 mm. A forma convencional de se obter o  $CTDI_{FDA}$  consiste em se utilizar distribuição com dosímetros termoluminescentes. Mas é possível determinar o  $CTDI_{FDA}$  utilizando a câmara de ionização tipo lápis e uma ferramenta adicional, que pode ser uma capa que limite o comprimento de exposição da câmara a 14 vezes a espessura do corte ou pode ser um fator de conversão. Esse fator de conversão permite determinar o  $CTDI_{FDA}$  a partir da medida feita com a câmara de ionização tipo lápis, porém seu valor depende da espessura do corte (KNOX, 1996).

Embora o  $CTDI_{FDA}$  não seja uma grandeza fácil de ser medida, todos os fabricantes de equipamentos de TC nos EUA são obrigados a fornecer informação sobre o perfil de dose do equipamento baseado nesta grandeza (AAPM 2007). Em consequência, o  $CTDI_{FDA}$  tornou-se uma grandeza amplamente adotada nos trabalhos científicos. Porém, publicações recentes apontam uma tendência de simplificação do procedimento de medida. Pensando nisto, foi proposto um novo índice de dose denominado  $CTDI_{100}$ , mostrado na Eq. 8 (OLIVEIRA,

2011). Os limites de integração foram adequados ao comprimento da câmara de CT, que é na maior parte dos casos de 100 mm (AAPM, 2007).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N.T} \int_{-50}^{+50} D(Z) dz \quad (8)$$

O CTDI pode ser medido no interior de um objeto simulador de paciente. Frequentemente são utilizados dois tipos de objetos simuladores: um menor, de 16 cm de diâmetro, para simular a cabeça, e outro maior, de 32 cm de diâmetro, para simular o abdômen. Ambos os simuladores devem ser cilíndricos e feitos de PMMA, com densidade de  $(1,19 \pm 0,01)$  g/cm<sup>3</sup>.

O simulador deve ter pelo menos 15 cm de comprimento e deve permitir o posicionamento da câmara de ionização em pelo menos cinco posições: no centro e a 1 cm da superfície em 4 posições (WAMBERSIE, 2005).

A partir da medida do  $CTDI_{100}$  em diversas posições, é possível calcular o CTDI ponderado ( $CTDI_w$ ), dado pela Eq. 9, para servir como indicador da dose média de um único corte tomográfico (LEITZ, 1995):

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,C} + \frac{2}{3} CTDI_{100,P} \quad (9)$$

Onde  $CTDI_{100,C}$  é o  $CTDI_{100}$  medido na posição central do objeto simulador e  $CTDI_{100,P}$  é a média dos valores medidos nos quatro pontos da periferia do simulador, a 1,0 cm da superfície.

Uma nova grandeza dosimétrica tem sido adotada recentemente: o  $CTDI_{vol}$  dado pela Eq. 10 (AAPM 2007). Enquanto o  $CTDI_w$  faz uma média entre as doses num mesmo plano (perpendicular ao eixo central do paciente), o  $CTDI_{vol}$  considera também o eixo de Z.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (10)$$

As grandezas até agora descritas funcionam bem para a determinação da dose absorvida, mas não são adequadas para a estimativa do risco associado a um determinado procedimento. Tanto o CTDI, em suas diferentes definições, quanto o MSAD não têm alteração no seu valor numérico com o aumento do volume de varredura. O risco, entretanto, aumenta e é por isso que é preciso estimar também o produto dose vezes comprimento (DLP) que é definido pela Eq. 11 (AAPM, 2007):

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (11)$$

Onde L é o comprimento total da varredura.



Estes descritores de CTDI são obviamente significantes para servir como um índice de dose de radiação devido à varredura de TC e não são significantes para servir como uma exata estimativa da dose de radiação recebida por um paciente. Embora as medições do objeto simulador sejam destinadas a ser reflexo de um meio atenuador um pouco semelhante a um paciente, ele não simula os diferentes tipos de tecidos e heterogeneidades de um paciente real (McNitt-Gray, 2002).

Com a crescente atenção que o radiodiagnóstico vem obtendo, a necessidade de uma harmonização entre as grandezas adotadas tornou-se evidente. Por isso, a *International Atomic Energy Agency* (IAEA) e a *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) formaram grupos de trabalhos para o desenvolvimento de códigos de prática específicos para o radiodiagnóstico (OLIVEIRA; DA SILVA; MOURÃO, 2011). A IAEA (2007) traz uma terminologia diferente da apresentada anteriormente. Além disso, a adoção da grandeza kerma no ar é considerada preferível, pois é a grandeza na qual os dosímetros são calibrados nos laboratórios padrões. Assim, o antigo CTDI<sub>100</sub> (Eq. 9) foi substituído nesta norma pelo índice de kerma no ar livre no ar ( $C_{a,100}$ ), que é dado pela Eq. 12:

$$C_{a100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (12)$$

Onde  $K(z)$  é o kerma no ar livre no ar, em função da posição e  $T$  é a espessura do corte.

Quando o equipamento realiza vários cortes simultaneamente,  $C_{a,100}$  é dado pela Equação 13:

$$C_{a100} = \frac{1}{N.T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (13)$$

Onde  $N$  é o número de cortes realizados simultaneamente.

O antigo CTDI<sub>w</sub> (Eq. 10) também foi substituído pelo índice de kerma no ar ponderado ( $C_w$ ), que é dado pela Eq. 14:

$$C_w = (C_{PMMA,100,c} + 2 C_{PMMA,100,p})/3. \quad (14)$$

Onde  $C_{PMMA,100,c}$  é medido na posição central do objeto simulador e  $C_{PMMA,100,p}$  é a média dos valores medidos nos quatro pontos da periferia do mesmo simulador, a 1 cm da superfície.

O índice  $nC_w$  é utilizado para designar quando o valor de  $C_{a,100}$  ou o de  $C_w$  for normalizado para o produto do tempo de exposição por unidade da corrente do tubo,  $P_{It}$  (mA.s). A medida do  $nC_w$  ( $mGy (mA.s)^{-1}$ ) num simulador dosimétrico de TC padrão, de cabeça ou de tórax, pode ser usada para indicar a dose média ao longo de uma única secção de corte, para cada espessura nominal de secção de corte dado pela Eq. 15:

$$nC_W = C_W/mA.s \quad nC_{a,100} = C_{a,100}/mA.s \quad (15)$$

O antigo  $CTDI_{vol}$  (Eq. 11) também foi substituído pelo  $C_{VOL}$ , que é dado pela Equação 16:

$$C_{vol} = C_w \frac{N.T}{l} = \frac{C_{100,w}}{Pitch} = ; \quad nC_{vol} = \frac{C_{vol}}{P_{lt}} \quad (16)$$

onde  $l$  é a distância percorrida pela mesa durante uma rotação helicoidal ou entre exames consecutivos para uma série de varreduras axiais,  $P_{lt}$  é a carga do tubo para uma única varredura axial e  $P$  é o *pitch* para uma varredura helicoidal, dado pela Equação 17:

$$P = \frac{1}{N.T} \quad (17)$$

O antigo produto *kerma-comprimento* (DLP) (Equação 12) também foi substituído pelo  $P_{KL,CT}$  que é calculado pela Eq. 18, onde o índice  $j$  representa cada sequência ou série de varreduras helicoidais de toda área irradiada durante a obtenção da imagem tomográfica,  $l_j$ , a distância varrida do paciente, e  $P_{lt}$  é a carga do tubo para uma única varredura axial. Usa-se também o conceito de dose efetiva, estimada a partir do  $P_{KL,CT}$  em função de um fator de conversão  $k$ .

$$P_{KL,CT} = \sum nC_{vol} l_j P_{lt} \quad (18)$$

Segundo definição da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP, 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 também o uso de tecnologias e procedimentos similares em diferentes tecnologias para o mesmo exame médico.

Entretanto, para planejar a exposição de pacientes e avaliar o 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 obter a dose em pacientes de TC (HUDA, 1986). A dose efetiva tem como nomenclatura a dose efetiva normalizada ( $E_n$ ), por compreender que esta designação se adequa ao objetivo proposto no uso do coeficiente  $k$  utilizado na Eq. 19.

$$E_n \approx k. P_{KL,CT} \quad (19)$$

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 dose efetivas calculadas, pela NRPB (*National Radiological Protection Board*), foram comparadas com valores do  $P_{KL,CT}$  para determinar um coeficiente  $k$ , onde esses valores são dependentes somente da região irradiada Tab. 2.

**Tabela 2** - Valores de K utilizados no cálculo da dose efetiva normalizada no PKL para várias regiões do corpo de pacientes adultos (padrão) e pediátricos de várias idades.

Região do corpo	k (mSv, mGy <sup>-1</sup> , cm <sup>-1</sup> )				
	Até 1 ano de vida	1 ano de vida	5 anos de vida	10 anos de vida	Adulto
Cabeça e pescoço	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Cabeça	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
pescoço	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Tórax	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdome e pelve	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015

Fonte: (AAPM, 2008)

## 2.10 Níveis de Referência de Diagnóstico instituídos no Brasil (NRD)

O termo Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) define um valor de referência para identificar as doses de radiação anormalmente elevadas ou níveis de exposição comuns para procedimentos de diagnóstico de imagens médicas utilizando raios X.

A definição de NRD local determina, para os profissionais envolvidos na execução dos exames de TC, os ajustes nos parâmetros técnicos a cada exame, no planejamento do exame de TC, e alerta para os níveis de exposição ao final de cada caso. Entretanto, devem existir protocolos definidos localmente, otimizados de acordo com o tipo de equipamento disponível, o tipo de exame e com a idade e peso de cada paciente submetido à tomografia. A comparação dos parâmetros dosimétricos,  $C_{a,100}$  e  $P_{KL}$ , com os NRD têm demonstrado ser um meio prático de avaliação e promoção de estratégias de gestão na dose do paciente (ICRP, 2007).

No Brasil, a Portaria 453 do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998) define os níveis de referência em CT, que devem ser utilizados nacionalmente. Entretanto, a Portaria cita como objetos simuladores apropriados para medidas do CTDI dois objetos simuladores de água: um

simulador de cabeça com 16 cm de diâmetro e um simulador de abdômen com 30 cm de diâmetro. Como os objetos simuladores fabricados comercialmente são de acrílico e o simulador de abdômen tem normalmente 32 cm de diâmetro, as especificações da Portaria 453 dificultam muito as medidas rotineiras de controle de qualidade (MAIA, 2005).

Para os exames de TC, a legislação brasileira incluiu apenas a Dose Média em Cortes Múltiplos (MSAD) em um paciente adulto típico como um parâmetro de controle de qualidade dos tomógrafos, definidas em limites máximos de 50 mGy para cabeça, 35 mGy para coluna lombar e 25 mGy para abdômen (MOURÃO, 2014).

## **2.11 Estudo das técnicas dosimétricas em tomografia computadorizada**

A dosimetria de pacientes pode ser realizada de forma direta ou indireta. A dosimetria é um estudo quantitativo probabilístico dos efeitos provocados pela radiação ionizante. As radiações ionizantes interagem em um meio absorvente dependendo da sua composição e da energia da radiação. Por esse motivo se torna importante conhecer as características do feixe de radiação incidente e a energia depositada por este feixe em um determinado material.

## **2.12 Objetos simuladores**

Como experimentos com radiação para determinação da dose absorvida em seres humanos não é recomendável, então é necessário que se utilize objetos simuladores que represente o corpo humano exposto à radiação.

Um objeto simulador é feito de materiais sólidos, equivalentes a ossos e tecido mole, que podem ser modelados nas formas da anatomia humana e então cortados em fatias, contendo cavidades para a colocação de dosímetros sensíveis à radiação (JÚNIOR, 2007).

Visando estabelecer um critério para salvaguardar a população e indivíduos do público em geral, a ICRP, International Commission on Radiological Protection, e ICRU, *International Commission on Radiological Units and Measurements*, apresentaram nas publicações nº60 (ICRP 60, 1991) e nº. 51 (ICRU 51, 1989), respectivamente, recomendações a serem utilizadas em proteção radiológica, estas incluem grandezas que devem ser usadas tanto em dosimetria

interna quanto externa. Essas grandezas são divididas em dois grupos: grandezas de proteção radiológica e operacionais (JÚNIOR, 2007).

As grandezas de proteção radiológica da ICRP 60 (ICRP, 1991), são importantes para o cálculo de risco e incluem a dose efetiva ( $E$ ) e a dose equivalente em um órgão ou tecido ( $HT$ ). Essas duas grandezas, que não são medidas, estão diretamente ligadas à dose absorvida.

As grandezas operacionais são: o equivalente de dose ambiente ( $H^*(d)$ ), equivalente de dose direcional ( $H'(d, \Omega)$ ) e o equivalente de dose pessoal ( $HP(d)$ ). Estas grandezas são usadas na calibração de monitores de área e dosímetros pessoais (JÚNIOR, 2007).

## 2.13 Câmara de Ionização

A câmara de ionização opera na região de saturação de íons e para cada par de íon gerado pela partícula no interior do volume sensível do detector gasoso um sinal é coletado. Apesar disso, a corrente coletada é muito baixa, normalmente da ordem de  $10^{12}$  A e precisam ser utilizados amplificadores para o sinal poder ser convenientemente processado. As câmaras de ionização trabalham normalmente no modo corrente e se convenientemente construídas, utilizando o ar como elemento gasoso, são capazes de medir diretamente a grandeza exposição (TAUHATA, 2003).

Em função de sua grande estabilidade ao longo do tempo (da ordem de 0,1 % de variação ao longo de muitos anos), as câmaras de ionização são muito utilizadas também como instrumentos de referência para calibração, pois eliminam a necessidade de recalibrações frequentes (TAUHATA, 2003).

As câmaras de ionização tipo lápis são câmaras confeccionadas para utilização em feixes de radiação de tomografia computadorizada para a medição de dose com a câmara posicionada em simuladores de cabeça e tronco, e também para medições de *kerma* no ar. São câmaras cilíndricas, não seladas com dimensões de 10 a 15 cm de comprimento, sendo sua principal característica 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 (MAIA, 2005; YOSHIKAWA, 2010).

Uma das características típicas desta 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 gira, como no caso os aparelhos de TC. A leitura geralmente apresentada por este 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).

### 3 MATERIAIS

Os experimentos para comparação das doses absorvidas do objeto simulador de cabeça adulto com o de RN foram realizados em três tomógrafos. Um tomógrafo Philips Brilliance de 16 canais, um da marca GE de 64 canais, modelo Discovery, outro de 4 canais modelo Brigh Speed também da GE.

Os centros de imagem de radiodiagnóstico foram nominados de Centro Radiológico (1) ou (CR<sub>1</sub>), e no Centro Radiológico (2) ou (CR<sub>2</sub>), ambos serviços de radiodiagnósticos com endereços fixados na capital mineira que dispõem de tomógrafos multicortes. A Tab. 3 apresenta a classificação dos equipamentos de tomografia que foram utilizados no estudo comparativo de doses em protocolos de cabeça de Recém-Nascido.

**Tabela 3** - Classificação dos tomógrafos utilizados no estudo comparativo de dosimetria da cabeça de objetos simulador adulto com o de RN.

Tomógrafos	Fabricante	Modelo
<b>T<sub>1</sub></b>	GE	Brigh Speed
<b>T<sub>2</sub></b>	PHILIPS	Brilliance
<b>T<sub>3</sub></b>	GE	Discovery

#### 3.1 Tomógrafos

Os tomógrafos T<sub>1</sub> e T<sub>2</sub> pertencem ao (CR<sub>1</sub>), o T<sub>3</sub> ao (CR<sub>2</sub>) respectivamente. As especificações técnicas dos tomógrafos encontram-se na Tab. 4.

**Tabela 4** - Especificações técnicas dos tomógrafos utilizados no estudo comparativo de dosimetria da cabeça de objetos simulador adulto com o de RN.

Tomógrafos	Fabricante	Modelo	Nº de canais	Pitch	Tempo/rot. Tubo/seg	Tensão do tubo/kV
T <sub>1</sub>	GE	Brigh Speed	4	0,75	0,8	80, 100, 120, 140
T <sub>2</sub>	PHILIPS	Brilliance	16	0,563	0,5	90,120,140
T <sub>3</sub>	GE	Discovery	64	0,984	0,5	80, 100, 120, 140

### 3.2 Câmara de ionização

Os experimentos foram realizados utilizando uma câmara lápiz e eletrômetro da marca Unfors Ray Safe AB, Uggledalsvägen 29, S-427 exibido na Figura 22.

Figura 22 - Câmara de ionização figura (a), eletrômetro figura (b) utilizados neste trabalho.

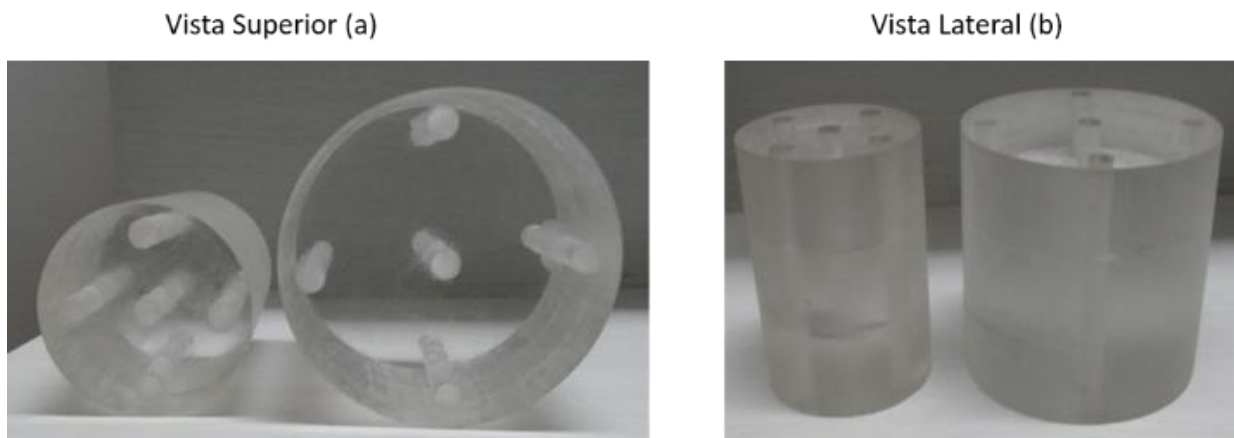


### 3.3 Objetos simuladores, forma e características.

Neste trabalho utilizou-se dois objetos simuladores de cabeça que possuem a forma cilíndrica em PMMA, com diâmetros de 16 cm e 11 cm representando a cabeça do paciente adulto e o de RN, respectivamente, ambos medem 15 cm de comprimento. Os objetos simuladores de PMMA com as dimensões do percentil cefálico de RN, com as dimensões da cabeça do adulto são ilustrados na Figura 23 (a) para a vista superior e (b) para vista lateral.



Figura 23 - Imagem do objeto simulador de RN e do adulto vista superior (a) e vista lateral (b).



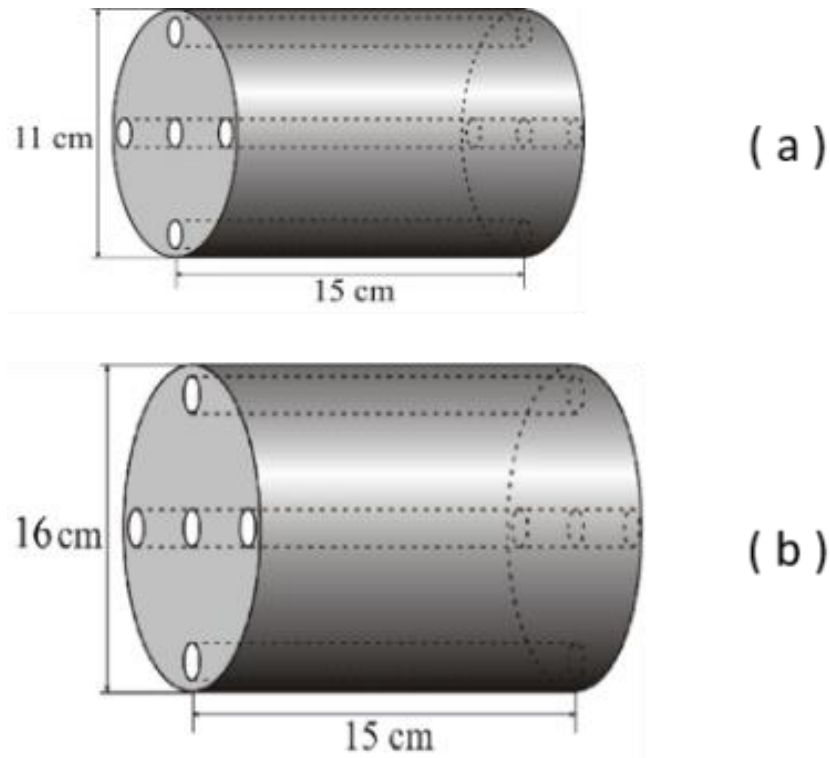
### 3.3.1 Objeto simulado de RN

O objeto simulador de cabeça de RN foi construído nas medidas do percentil cefálico de 34,54 cm, o que corresponde à idade aproximada de 42 semanas, ou seja, equivalente a 14 dias de vida para o RN do sexo masculino, e de 44 semanas, o que equivale a 28 dias de vida para o RN do sexo feminino. Ambos os simuladores possuem a forma cilíndrica e feitos de PMMA, com densidade de  $(1,19 \pm 0,01) \text{ g/cm}^3$ .

As referências de medidas do percentil cefálico foram retiradas do padrão de crescimento para pós natal de recém nascidos prematuros (VILLAR et al., 2015). As doses medidas no objeto simulador de RN foram utilizadas para comparar às medidas no objeto simulador adulto, usando as mesmas condições técnicas ilustradas na tabela 6.

A Figura 24 apresenta um esquema, do objeto simulador de PMMA com as dimensões do percentil cefálico de RN (a), e do objeto simulador de cabeça do adulto (b).

Figura 24 - Imagem do objeto simulador com as dimensões do percentil cefálico de RN (a) e do objeto simulador com as dimensões da cabeça do adulto (b).



Fonte: (MOURÃO, 2016)

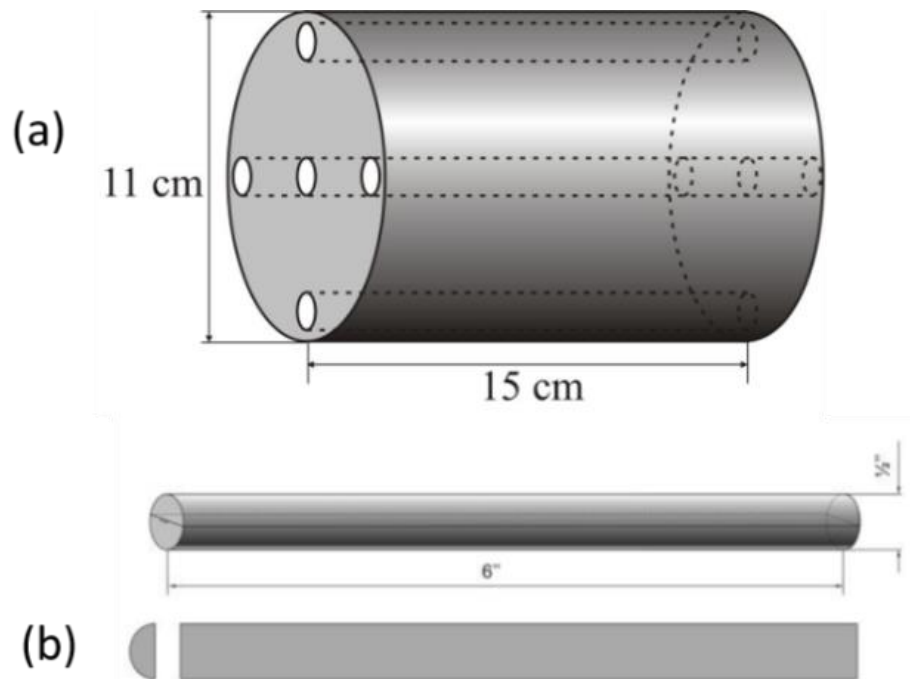
### 3.3.2 Caracterização das aberturas dos objetos simuladores de cabeça

Os objetos simuladores possuem cinco aberturas de 12,67 mm, sendo uma central e quatro periféricas defasadas de 90° com o centro distanciado de 10 mm de diâmetro da borda do objeto simulador (WAMBERSIE, 2005).

### 3.3.3 Tarugos

Os tarugos são objetos cilíndricos (varetas) de PMMA que são encaixados nas aberturas do objeto simulador durante a aquisição dos cortes para medida de dose. Enquanto a câmara de ionização preenche uma abertura do objeto simulador as demais são preenchidas pelos outros 4 tarugos. A Figura 25 mostra a imagem do objeto simulador de cabeça de RN (a), as posições das aberturas no objeto simulador, e as dimensões do tarugo (b).

**Figura 25** - objetos simulador de cabeça de RN com as dimensões dos tarugos de PMMA.

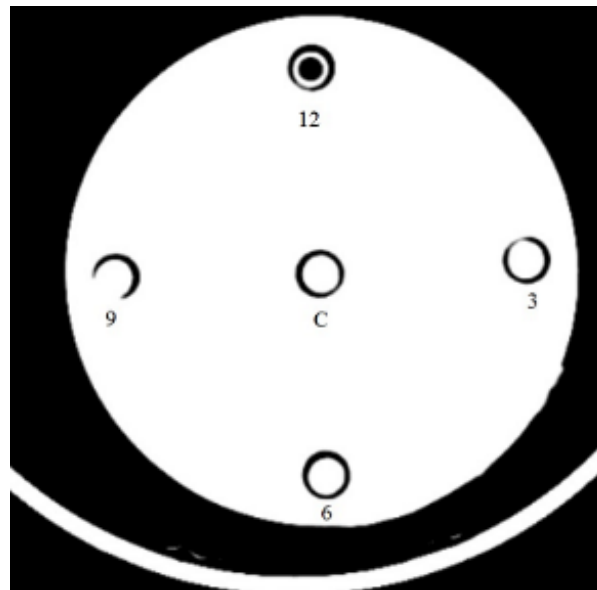


(MOURÃO, 2016)

### 3.3.4 Identificação das aberturas do objeto simulador.

As aberturas dos objetos simuladores foram projetadas para o posicionamento de uma câmara de ionização do tipo lápis visando medir a dose nas cinco regiões. As aberturas periféricas foram identificadas de acordo com as horas do relógio analógico, em: 3, 6, 9 e 12 e a central nominada pela letra (C), ilustrada na imagem de um corte axial do objeto simulador de RN, Figura 26.

**Figura 26** - Corte axial do objeto simulador de cabeça RN com as aberturas identificadas



### **3.4 Metodologia**

#### **3.4.1 Programação dos parâmetros de TC na console do tomógrafo**

A programação das aquisições foi realizada no Console de operação do tomógrafo utilizando o protocolo de varredura de cabeça com espessura de corte de 10,0 mm, carga de 100 mA.s, tensão de 120 kV no modo axial. 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.

Na sala de tomografia, o objeto simulador adulto foi colocado no suporte de cabeça ou (porta cabeça) orientado pelas linhas de laser do tomógrafo e nivelado com o isocentro do gantry, este na posição de angulação a 0° com a mesa estática exibido na figura 27.

No comando do tomógrafo realiza-se a varredura do objeto simulador para aquisição da imagem do scout. Nesta imagem é realizada a programação do exame de TC, onde se verifica o alinhamento e posição do objeto simulador em relação ao isocentro do gantry. Caso haja

assimetria de posicionamento do objeto, este deverá ser reposicionado e o scout repetido. O objeto simulador foi posicionado no suporte de cabeça para realização do scout, Figura 27.

**Figura 27 - posicionamento do objeto simulador no suporte de cabeça no isocentro do gantry**



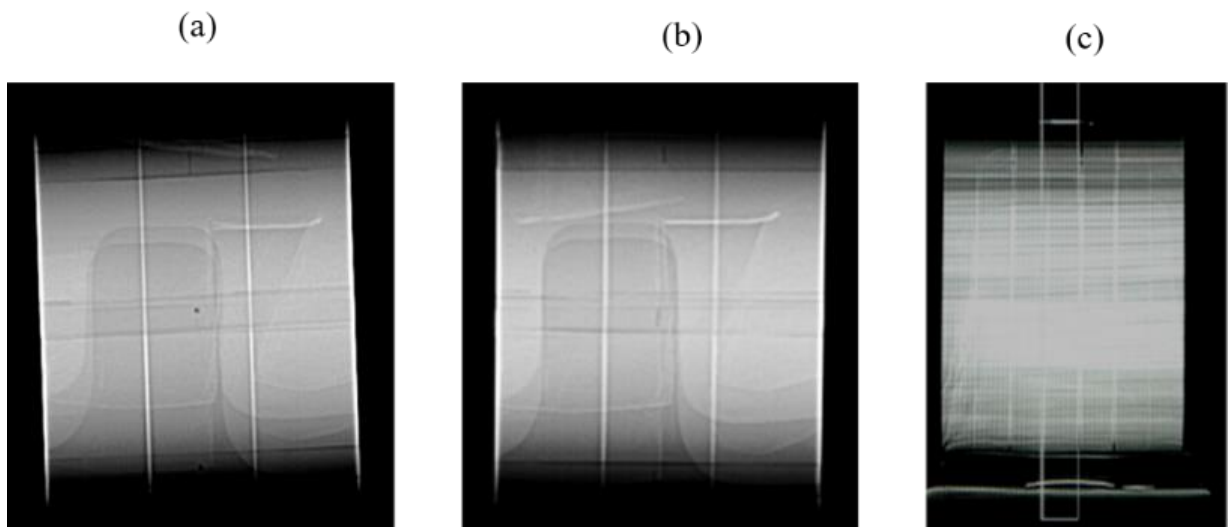
A Figura 28 exibe a câmara do tipo lápis posicionada na abertura 12 do objeto simulador, para realização da medida de dose.

**Figura 28, Câmara de ionização posicionada na abertura 12 do objeto simulador de cabeça adulto, que está alinhada ao isocentro do gantry.**



A Figura 29 representa três imagens de scouts realizados no objeto simulador, a primeira (a) está desalinhada em relação ao isocentro, a segunda (b) foi repetida com a correção da posição do objeto e na terceira (c) com a posição correta ilustrando a fatia irradiada por duas linhas verticais.

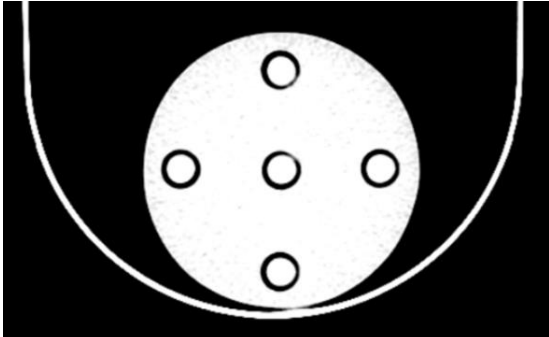
Figura 29 - imagens de três scouts do objeto simulador na vista lateral



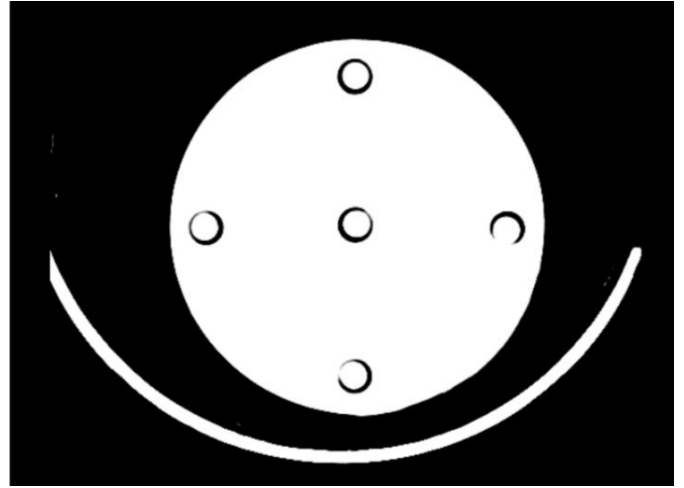
Após a confirmação do posicionamento adequado do objeto simulador no isocentro do gantry, é realizado um corte axial no centro do objeto simulador, (fig. 29) (c). As cinco aberturas do objeto simulador devem apresentar simetria entre si de modo que as imagens adquiridas tenham alinhamento adequado como mostrada na (fig. 29). Caso a imagem indique alguma assimetria entre as aberturas do objeto simulador, este deverá ser reposicionado e novo scout realizado. A imagem da Figura 30 mostra o corte axial do objeto simulador RN (a) e adulto (b), com todas as aberturas preenchidas pelos tarugos e corretamente alinhada ao isocentro do gantry.

Figura 30 - verificação do alinhamento das aberturas do objeto simulador com tarugos.

(a) Objeto simulador de RN

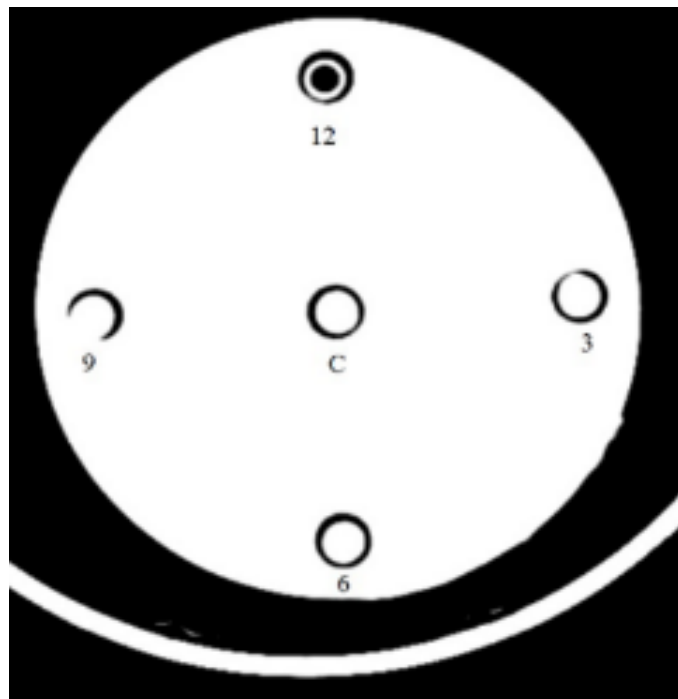


(b) Objeto simulador Adulto



A câmara lápis foi posicionada de forma alternada em todas as aberturas do objeto simulador, sendo que enquanto a câmara se encontrava introduzida em um determinado ponto, os demais eram preenchidos pelos tarugos. A imagem da Figura 31 exibe um corte axial do objeto simulador com a câmara de ionização posicionada na abertura 12, as demais aberturas estão preenchidas por tarugos.

Figura 31- Corte axial central do objeto simulador com a câmara posicionada na posição 12.



### 3.5 Estudo de técnicas de dosimetria nos tomógrafos T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, T<sub>3</sub>.

#### 3.5.1 Medidas de C<sub>K,PMMA,100</sub> no modo axial

Após a confirmação do posicionamento correto do objeto simulador e utilizando a técnica descrita na Tab. 5, foi feito um corte no centro do volume sensível da câmara lápis. No total foram feitas cinco irradiações em cada abertura. Os resultados foram lidos na controladora do eletrômetro, anotados e calculado a média e o desvio padrões deles. Em seguida, a câmara de ionização foi alterada de posição. Este procedimento foi repetido até que as cinco aberturas do objeto simulador (12, 3, 6, 9 e Central) tivessem abrigado a câmara, perfazendo o total de 25 exposições.

**Tabela 5** - Parâmetros de TC utilizados nas medidas de dose

Tomógrafos	Fabricante	Espessura/corte (mm)	mAs	Tempo/rot. Tubo (s)	Tensão do tubo kV
T <sub>1</sub>	GE	10,0	100	0,8	120
T <sub>2</sub>	PHILIPS	10,0	100	0,5	120
T <sub>3</sub>	GE	10,0	100	0,5	120

O C<sub>PMMA,100</sub>, foi obtido através das leituras (R), devidamente corrigidas de temperatura e pressão, pelo fator de calibração da câmara de ionização (fc), pela conversão Ar-PMMA (nk). Para definir o valor de conversão Ar-PMMA, dividiu-se o ( $\mu/\rho$ ) do PMMA de (0,1674) pelo ar (0,15773), para energias de 120 keV (1,061307297), descrito na Tab. 6 (NIST, 2016).

**Tabela 6** - Fator de conversão de AR-PMMA para tensões variadas.

keV	PMMA	AR	FC
80	0,1751	0,1662	1,053549940
90	0,1696	0,16015	1,059221433
100	0,1641	0,1541	1,064892927
120	0,1674	0,15773	1,061307297

(NIST, 2016)



### 3.5.2 Cálculo das Incertezas

Quando se relata o resultado de medição de uma grandeza física, é de fundamental importância que seja dada alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado, de forma tal que aqueles que o utilizam possam avaliar a sua confiabilidade. Sem essa indicação, resultados de medição não podem ser comparados, seja entre eles mesmos ou com valores de referência fornecidos em uma especificação ou norma.

As incertezas têm as mais variadas origens e estão relacionadas principalmente aos equipamentos utilizados (incertezas inerentes à calibração, resolução, etc.) e técnicas aplicadas às medições (OLIVEIRA, 2012).

O Cálculo da incerteza das medidas para definição do  $C_{K,PMMA,100}$  para os objetos simuladores de RN e adulto para os três tomógrafos encontra-se na Tab. 7.

Tabela 7 - Parâmetros de incertezas para definição do  $C_{K,PMMA,100}$ .

Fontes de incertezas			Distribuição de probabilidade	Divisor	Incerteza Padrão	
Nome	Valor (+/-)	Unidade			$U_i$ [adimensional]	Graus de liberdade
Desvio Padrão (%)	1,1300	(%)	normal	2,24	5,0535E-01	4
Resolução do Detector (%)	0,05	(%)	retangular	1,73	2,8868E-02	Infinito
Calibração do Detector (%)	4,0	(%)	retangular	1,73	2,3094E-00	Infinito
Dependência Energética do Detector (%)	5,0	(%)	retangular	1,73	2,8868E-00	Infinito
					Incerteza Padrão Combinada	Para K=1
					3,7313E+00	
					Logo para K = 2	
					7,5%	

Verificou-se que a incerteza expandida para o  $C_{K,PMMA,100}$  foi de 7,5% com um fator de abrangência  $k$  igual a 2, para um intervalo de confiança de 95 %, principalmente devido à incerteza de 5 % proveniente da dependência energética da câmara de ionização.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Medidas do $C_{K,PMMA,100}$ para o objeto simulador de RN T<sub>1</sub>.

Para realizar a análise de resultados utilizou-se o programa *Microsoft Office Excel 2016*. É importante destacar que a todos os valores obtidos estão associados um fator de incerteza das medidas  $\pm 7,5\%$ . Portanto o fator 0,075 foi inserido em todos os cálculos das medidas.

Todos os resultados obtidos foram multiplicados pelo fator de conversão Ar-PMMA e pelo coeficiente de calibração da câmara de ionização. As Tab. 8 e 9 apresentam os valores médios de  $C_{K,PMMA,100}$  do objeto simulador de RN e adulto respectivamente realizadas no T<sub>1</sub>.

**Tabela 8** - Valores médios das medidas de  $C_{K,PMMA,100}$  para objeto simulador de RN.

Leituras em( mGy)	3	6	9	12	C
Leituras 1	30,45	29,10	29,33	30,67	30,38
Leituras 2	30,26	29,09	29,43	30,64	30,43
Leituras 3	30,28	29,08	29,49	30,58	30,39
Leituras 4	30,45	29,05	29,42	30,67	30,38
Leituras 5	30,36	28,99	29,42	30,62	30,41
<b>Média</b>	<b>30,36</b>	<b>29,06</b>	<b>29,42</b>	<b>30,64</b>	<b>30,40</b>
<b>U</b>	1,70	1,55	1,69	1,92	1,74

Com estes resultados, é possível comprovar que a dose na abertura 12 é 5,4% maior que na abertura 6. A medida na abertura 6 é realmente a que difere das outras regiões periféricas, por apresentar o menor resultado devido à filtração da radiação por parte da mesa do tomógrafo. A abertura 12 recebeu maior dose devido à menor influência do feixe filtrado pela mesa.

O maior registro de valores se encontra nas aberturas 12, a abertura 3 apresentou valores iguais à Central. A média periférica é 1,0% menor que a medida central.

#### 4.1.1 Medidas do $C_{K,PMMA,100}$ para o objeto simulador adulto no $T_1$ .

**Tabela 9** - Valores de  $C_{K,PMMA,100}$  em mGy para objeto simulador Adulto.

Leituras em( mGy)	<b>3</b>	<b>6</b>	<b>9</b>	<b>12</b>	<b>C</b>
Leituras 1	24,09	22,66	22,67	23,92	22,82
Leituras 2	23,97	22,66	22,51	24,06	22,86
Leituras 3	24,00	22,60	22,51	23,76	22,77
Leituras 4	24,13	22,59	22,82	23,76	22,78
Leituras 5	23,97	22,63	22,79	23,77	22,77
<b>Média</b>	<b>24,03</b>	<b>22,63</b>	<b>22,66</b>	<b>23,85</b>	<b>22,80</b>
<b>U</b>	1,80	1,70	1,70	1,79	1,71

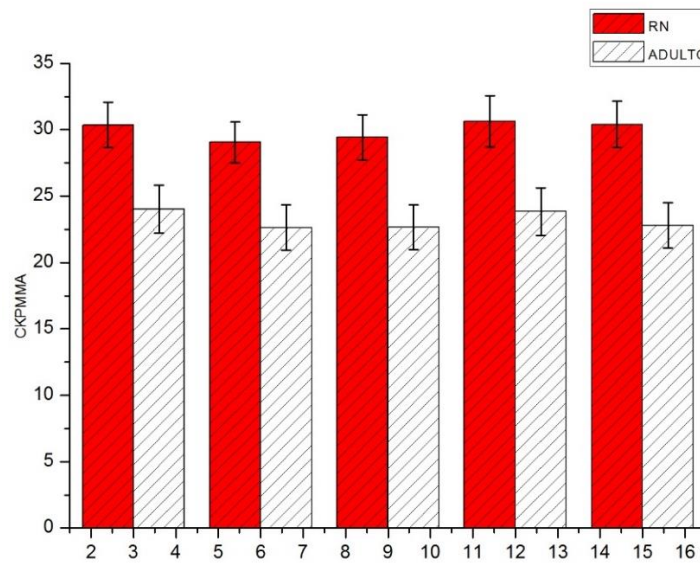
Os resultados verificados na Tab. 9, comprovam que as aberturas 3 e 12 apresentaram os maiores valores de registro e a abertura 6 o menor. A abertura 3 é 5,1% maior que a Central. A abertura 6 apresentou valores iguais à 9. A média periférica é 2% maior que a medida central.

#### 4.1.2 Avaliação comparativa do $C_{K,PMMA,100}$ para os objetos simuladores.

Figura 32, O gráfico indica que os valores medidos de  $C_{K,PMMA,100}$  foram maiores em todas as posições para objeto simulador de RN quando comparado com as medidas no objeto simulador adulto. Os valores medidos no objeto simulador de RN foram 29,24% maior que no adulto, utilizando as mesmas condições de aquisição das medidas.

A média periférica foi 2% maior que a medida central para o objeto simulador adulto, enquanto que para o objeto simulador de RN a medida central recebeu dose 1% maior que a média periférica.

A abertura 6 apresentou os menores valores de registro devido à atenuação do feixe proporcionado pela mesa, a abertura 12 recebeu os maiores valores por não sofrer influência da atenuação do feixe proporcionado pela mesa nesta posição.

**Figura 32** - Gráfico de valores de  $C_{K,PMMA,100}$  para os objetos simuladores

#### 4.2 Avaliação do $C_{K,PMMA,100}$ para o objeto simulador de RN no $T_2$ .

As Tab. 10 e 11 apresentam os valores médios das medidas de  $C_{K,PMMA,100}$  do objeto simulador de RN e adulto respectivamente realizadas no  $T_2$ .

Tabela 10 - Valores de  $C_{K,PMMA,100}$  em mGy para o objeto simulador de RN.

Leituras em( mGy)	3	6	9	12	C
Leituras 1	15,14	14,83	15,44	15,95	15,49
Leituras 2	15,16	14,84	15,67	16,53	15,50
Leituras 3	15,50	14,87	15,70	16,60	15,53
Leituras 4	15,70	14,94	15,72	16,64	15,53
Leituras 5	15,71	15,15	15,75	16,68	15,59
<b>Média</b>	<b>15,44</b>	<b>14,93</b>	<b>15,65</b>	<b>16,48</b>	<b>15,53</b>
<b>U</b>	1,16	1,12	1,17	1,24	1,16

Os valores médios das medidas de  $C_{K,PMMA,100}$  verificados na tabela 10, indicam aumento de 9,4% na abertura 12 comparada à posição 6. A abertura 12 é 5,8% maior que a Central. Os maiores registros de valores encontram-se nas aberturas 12 e 9. A abertura 3 apresentou valores iguais à Central. A média periférica é igual a medida central.

#### 4.2.1 Avaliação do $C_{K,PMMA,100}$ para o objeto simulador adulto no $T_2$ .

Tabela 11 - Valores de  $C_{K,PMMA,100}$  em mGy para objeto simulador Adulto.

Leituras em( mGy)	3	6	9	12	C
Leituras 1	13,12	12,36	13,27	14,29	12,42
Leituras 2	13,36	12,45	13,43	14,31	12,44
Leituras 3	13,37	12,68	13,73	14,55	12,45
Leituras 4	13,74	12,70	14,02	14,77	12,51
Leituras 5	13,81	13,02	14,07	14,95	12,53
<b>Média</b>	<b>13,48</b>	<b>12,64</b>	<b>13,71</b>	<b>14,57</b>	<b>12,47</b>
<b>U</b>	1,01	0,95	1,03	1,09	0,94

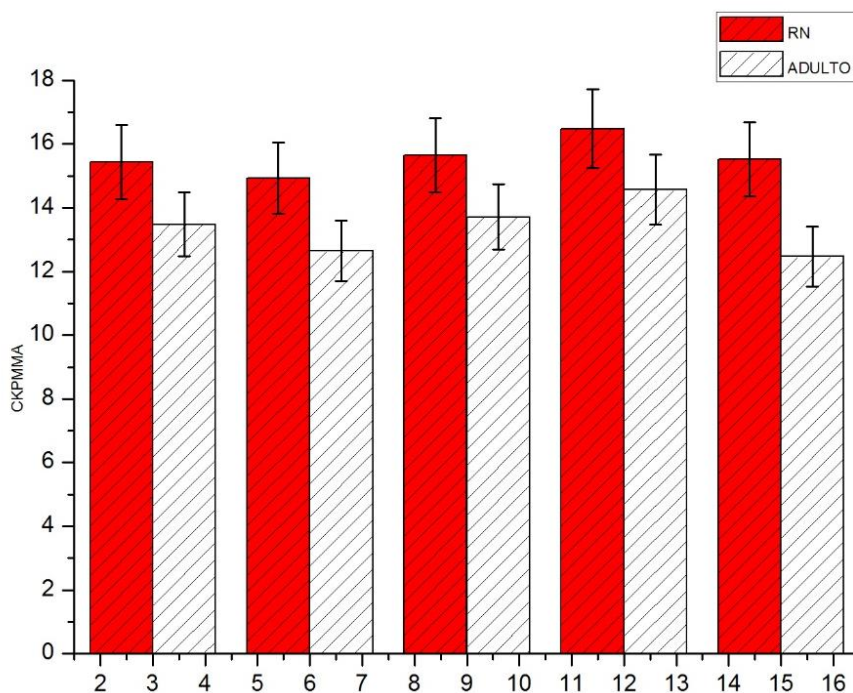
Os valores médios das medidas de  $C_{K,PMMA,100}$  verificados na tabela 11, apresentam que a abertura 12 é 14,4% maior que a abertura Central. A abertura 3 e 9 apresentaram valores iguais. Os maiores registros de valores encontram-se nas aberturas 12 e 9. A abertura 6 apresentou valores iguais à Central. A média periférica é 9,0% maior que a medida central.

#### 4.2.2 Avaliação da comparação do $C_{K,PMMA,100}$ para os objetos simuladores no $T_2$ .

Os valores apresentados no gráfico da Figura 33 de  $C_{K,PMMA,100}$ , foram maiores em todas as posições no objeto simulador de RN quando comparado com as medidas para o objeto simulador adulto. Os valores medidos no objeto simulador de RN foram 16,68% maior que no adulto, utilizando as mesmas condições de aquisição das medidas.

A média periférica foi 9% maior que a medida central para o objeto simulador adulto, enquanto que para o objeto simulador de RN a medida central recebeu dose igual à média periférica.

A abertura 6 apresentou os menores valores de registro devido à atenuação do feixe proporcionado pela mesa, a abertura 12 recebeu os maiores valores por não sofrer influência da atenuação do feixe proporcionado pela mesa nesta posição.

Figura 33 - Gráfico de valores de  $C_{K,PMMA,100}$  para objeto simulador adulto e RN

### 4.3 Avaliação do $C_{K,PMMA,100}$ para o objeto simulador de RN no T<sub>3</sub>.

As tabelas 12 e 13 apresentam os valores médios das medidas de  $C_{K,PMMA,100}$  do objeto simulador de RN e adulto respectivamente realizadas no T<sub>3</sub>.

**Tabela 12** - Valores de  $C_{K,PMMA,100}$  em mGy para o objeto simulador de RN.

Leituras em( mGy)	3	6	9	12	C
Leituras 1	22,44	20,62	22,34	25,35	23,14
Leituras 2	22,46	20,63	22,39	25,37	23,16
Leituras 3	22,65	20,69	22,52	25,43	23,24
Leituras 4	22,74	20,71	22,55	25,89	23,30
Leituras 5	22,81	20,83	22,57	25,93	23,37
<b>Média</b>	<b>22,62</b>	<b>20,69</b>	<b>22,47</b>	<b>25,59</b>	<b>23,24</b>
<b>U</b>	1,70	1,55	1,69	1,92	1,74

Os valores médios das medidas de  $C_{K,PMMA,100}$  verificados na tabela 12, apresentam que a abertura 12 é 19,1% maior que a posição 6. A abertura 12 é 9,18% maior que a Central. Os

maiores registros de valores encontram-se nas aberturas 12 e Central. A abertura 3 apresentou valores iguais à 9. A média periférica é 1,7% menor a medida central.

### 4.3.1 Avaliação do $C_{K,PMMA,100}$ para o objeto simulador adulto no $T_3$ .

**Tabela 13** - Valores de  $C_{K,PMMA,100}$  em mGy para objeto simulador Adulto.

Leituras em( mGy)	3	6	9	12	C
Leituras 1	20,98	18,04	20,40	23,63	18,96
Leituras 2	20,98	18,06	20,41	23,64	18,89
Leituras 3	20,84	18,41	20,42	23,66	18,89
Leituras 4	20,59	18,44	20,59	23,66	18,80
Leituras 5	20,58	18,60	20,79	24,07	18,80
<b>Média</b>	<b>20,79</b>	<b>18,31</b>	<b>20,52</b>	<b>23,74</b>	<b>18,87</b>
<b>U</b>	1,56	1,37	1,54	1,78	1,42

Os valores médios das medidas de  $C_{K,PMMA,100}$  verificados na tabela 13, apresentam que a abertura 12 é 22,87% maior que a abertura 6. A abertura 3 e 9 apresentaram valores iguais. Os maiores registros de valores se encontram nas aberturas 12 e 3. A abertura 6 apresentou valores iguais à Central. A média periférica é 10,43% maior que a medida central.

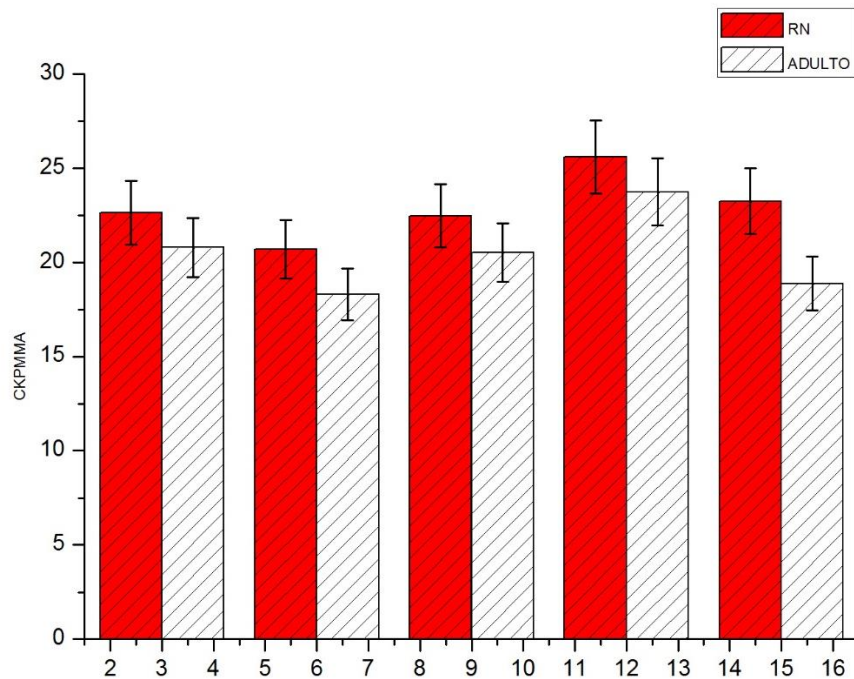
### 4.3.2 Avaliação da comparação do $C_{K,PMMA,100}$ para os objetos simuladores no $T_3$ .

Os valores medidos de  $C_{K,PMMA,100}$  apresentados na Figura 34 foram maiores em todas as posições no objeto simulador de RN quando comparado com as medidas para o objeto simulador adulto. Os valores medidos no objeto simulador de RN foram 12,1% maior que no adulto, utilizando as mesmas condições técnicas.

A média periférica foi 10,43% maior que a medida central para o objeto simulador adulto, enquanto que para o objeto simulador de RN a medida central recebeu 1,7% maior que a média periférica.

A abertura 6 apresentou os menores valores de registro devido à atenuação do feixe proporcionado pela mesa, a abertura 12 recebeu os maiores valores por não sofrer influência da atenuação do feixe proporcionado pela mesa nesta posição.

Figura 34 - Gráfico de valores de  $C_{K,PMMA,100}$  para objeto simulador adulto e RN..



#### 4.4 Discussões sobre o perfil de dose $C_{K,PMMA,100}$ (modo axial)

Os valores das médias apontam o primeiro indício da disparidade entre os diferentes tamanhos de objetos simuladores e diferentes rendimentos dos tomógrafos usados no estudo. A abertura central obteve uma dose igual no estudo do objeto simulador de RN, enquanto que o objeto simulador adulto apresentou dose maior na periferia.

A partir dos valores de  $C_{K,PMMA,100}$  ilustrados nos gráficos 32, 33 e 34 para os dois objetos simuladores nos três tomógrafos, é possível verificar que a dose medida na abertura central no objeto simulador adulto é menor que as doses periféricas, isso se deve à atenuação promovida do feixe de raios X pelo PMMA do objeto simulador, pois este ponto fica equidistante do foco do feixe de raios X durante toda rotação do tubo em torno do paciente.



As doses medidas nas aberturas 3 e 9 se equivalem para os dois objetos simuladores. Já para a abertura 12 a dose medida é maior nesta posição que as demais aberturas para os dois objetos simuladores devido a menor contribuição do feixe filtrado pela mesa nesta posição.

A dose medida na posição 6 para os dois objetos simuladores é menor que nas demais aberturas, isso se deve pelo fato da absorção do feixe pelo material da mesa de tomografia.

Em relação à média da dose periférica comparada com a dose central no objeto simulador de RN são iguais, pois o tamanho do objeto simulador influencia na medida da dose central. Quanto menores os objetos irradiados, menor será a diferença da dose na posição central em relação à dose periférica.

Em contrapartida a dose periférica no objeto simulador adulto é maior que a Central, uma vez que objetos maiores proporcionam atenuação radial superior, devido à absorção do feixe promovida pelo material de PMMA.

O objeto simulador de RN recebeu doses maiores comparado com o objeto simulador de adulto. Os valores médios medidos foram de 29,24% no T<sub>1</sub>, 16,68% no T<sub>2</sub> e 12,1% para o T<sub>3</sub>, maiores no objeto simulador de RN. Essa disparidade de valores maiores para o objeto simulador de RN, indica que objetos menores recebem doses maiores quando se utiliza as mesmas condições técnicas de aquisição para os dois objetos.

#### **4.5 Avaliação comparativa do $C_w$ nos tomógrafos T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> e T<sub>3</sub>.**

As grandezas dosimétricas  $C_w$  foram obtidas em termos de  $C_{K,PMMA,100,C}$  e o  $C_{K,PMMA,100,P}$  que são os índices de kerma referentes aos valores do centro e periféricos do objeto simulador, definido na Eq. 9. A partir dos valores de  $C_{K,PMMA,100}$  descritos nas tabelas, 8 e 9 para o T<sub>1</sub>, 10 e 11 para o T<sub>2</sub> e 12 e 13 para o T<sub>3</sub>, determinou-se os valores de  $C_w$ .

#### 4.5.1 Resultados da comparação dos valores de $C_w$ do objeto simulador de RN nos três tomógrafos.

Os valores apresentados para o tomógrafo T<sub>1</sub> de  $C_w$ , são maiores que no T<sub>2</sub>, que possui o menor valor de registro. A variação de  $C_w$  no T<sub>1</sub> é de 92,68 % maior que no T<sub>2</sub>, e 30,7% que no T<sub>3</sub>.

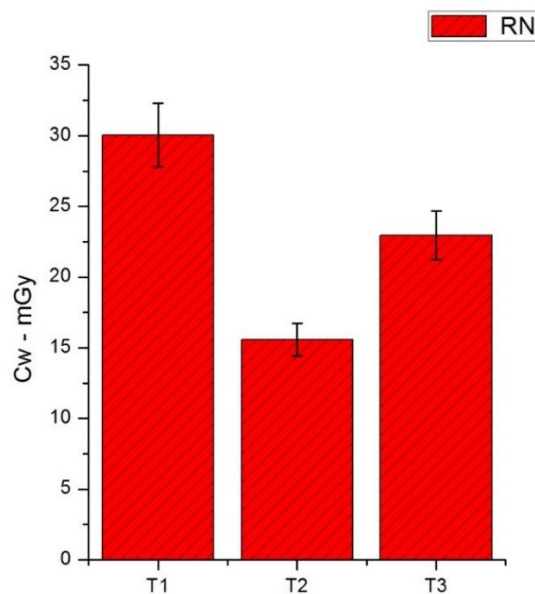
As variações de máximos e mínimos de  $C_w$  ficaram entre 15,57 a 30,04 mGy e estão descritos na Tab. 14. Os valores verificados nos tomógrafos confirmam o indício da disparidade entre os diferentes rendimentos dos três tomógrafos usados no estudo.

**Tabela 14** - Valores de  $C_w$  para os objeto simulador de RN nos tomógrafos T1, T2 e T3.

Tomógrafo	Dose em mGy	U
T <sub>1</sub>	30,04	0,075
T <sub>2</sub>	15,57	0,075
T <sub>3</sub>	22,98	0,075

O gráfico da figura 35 demonstra os valores medidos de  $C_w$  para os três tomógrafos.

**Figura 35** - Estudo comparativo entre os  $C_w$  nos três tomógrafos com o objeto simulador de RN.



#### 4.5.2 Resultados da avaliação comparativa dos valores de $C_w$ para o objeto simulador adulto nos três tomógrafos.

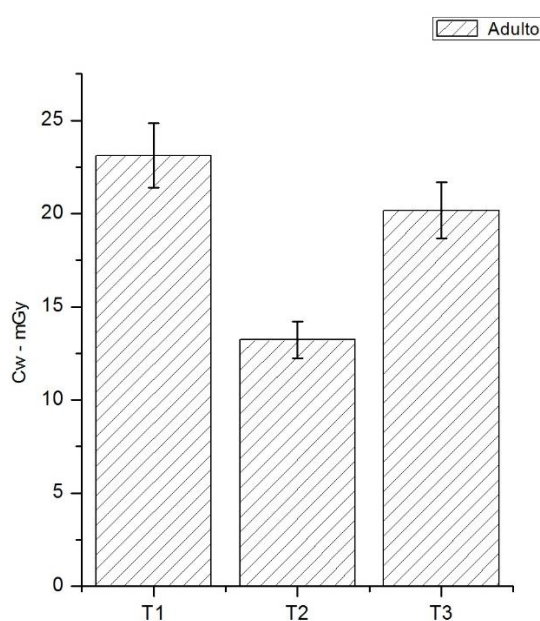
O tomógrafo  $T_1$  apresentou o maior índice de  $C_w$  quando comparado aos demais tomógrafos. A Tab. 15 apresenta os valores de  $C_w$  para os três tomógrafos. O  $T_1$  registrou dose de 74,96 % maior que no  $T_2$ . Já a comparação dos  $C_w$  entre o  $T_1$  e o  $T_3$  é de 14,6% maior no primeiro.

Tabela 15 - Valores de  $C_w$  para objeto simulador adulto nos três tomógrafos.

Tomógrafos	Dose em mGy	U
$T_1$	23,13	0,075
$T_2$	13,22	0,075
$T_3$	20,18	0,075

O gráfico da Figura 36 indica os valores medidos de  $C_w$  para os três tomógrafos. Em termos absolutos, as variações de máximos e mínimos de  $C_w$  são de 13,22 a 23,13 mGy. Os valores verificados de  $C_w$  nos tomógrafos confirmam o indício da disparidade entre os diferentes rendimentos dos três tomógrafos usados no estudo.

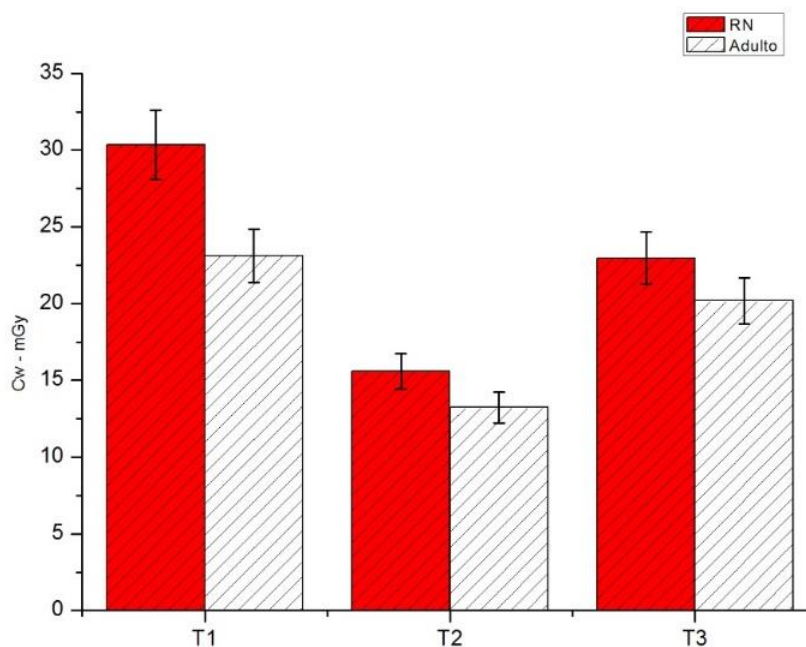
Figura 36 - gráfico comparativo de  $C_w$  nos tomógrafos,  $T_1$ ,  $T_2$  e  $T_3$  para objeto simulador adulto.



### 4.5.3 Avaliação comparativa dos valores de $C_w$ para os objetos simuladores nos três tomógrafos.

O gráfico da Figura 37 mostra que os valores calculados de  $C_w$  para os dois objetos simuladores nos três tomógrafos, o objeto simulador de RN recebeu as maiores comparadas com o objeto simulador adulto. Os valores de dose  $C_w$  são maiores para o T1 quando comparado com os demais tomógrafos para os dois objetos simuladores.

Figura 37 - Estudo comparativo de  $C_w$  em objetos simuladores de RN com o de adulto nos três tomógrafos.



### 4.5.4 Discussões sobre o $C_w$ para os três tomógrafos

A partir dos valores de  $C_w$  ilustrados no gráfico 37 para os dois objetos simuladores nos três tomógrafos, é possível verificar que a dose medida no T<sub>1</sub> é maior que nos outros dois equipamentos. O T<sub>2</sub> apresentou o menor índice de  $C_w$  que os demais equipamentos de TC.

A corrente de tubo utilizada na aquisição das imagens nos T<sub>1</sub> e T<sub>3</sub> foi de 120 mA, enquanto no T<sub>2</sub> foi de 100 mA. Doses elevadas estão diretamente ligadas na utilização de corrente maiores, fato este caracterizado na aquisição dos cortes nos tomógrafos que apresentaram doses maiores. Outro fator de relevância no aumento da dose é a vida útil do tubo de raios X, tubos desgastados

devido ao uso, proporcionam doses mais altas quando comparado com exames realizados com tubos novos. Outra característica que pode afetar no aumento da dose é a sensibilidade dos detectores, pois os T<sub>1</sub> e T<sub>3</sub> são do mesmo fabricante, enquanto o T<sub>2</sub> é de outra marca. Neste trabalho não foram avaliadas o perfil de sensibilidade dos detectores e nem a vida útil do tubo de raios X.

#### 4.6 Estudo comparativo do C<sub>VOL</sub> nos tomógrafos T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> e T<sub>3</sub>

A grandeza dosimétrica C<sub>VOL</sub> foi obtida em termos de C<sub>w</sub>, que são os índices de *kerma* no ar volumétrico (C<sub>VOL</sub>), essa grandeza fornece uma média de volume que leva em conta o deslocamento da mesa e é dado pela Eq. 10. A partir dos valores de C<sub>w</sub>, definidos na Tab. 16, foi possível determinar o C<sub>VOL</sub> para os tomógrafos, T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> e T<sub>3</sub>.

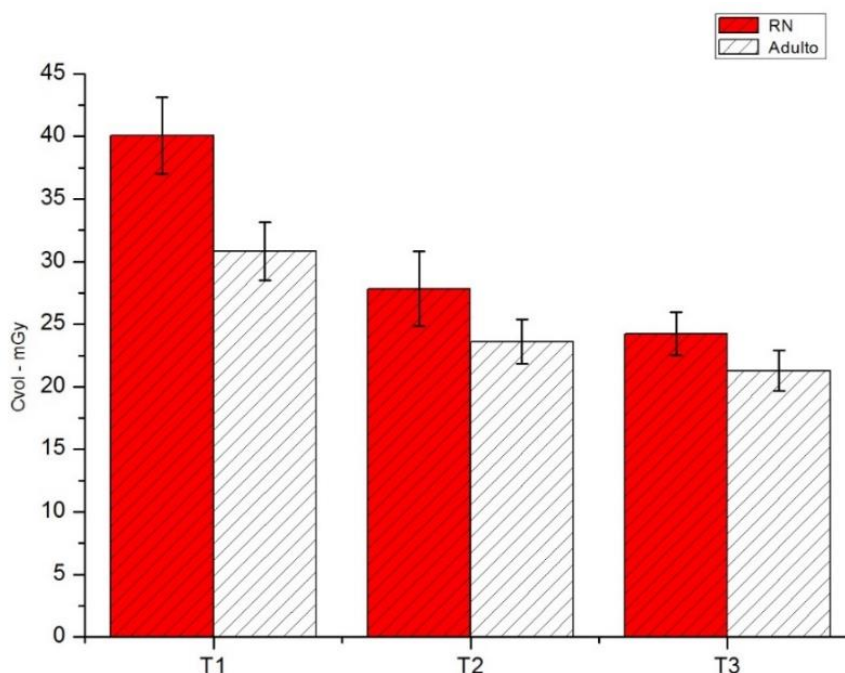
Para se calcular o C<sub>vol</sub> utilizou-se carga de tubo de 100 mA.s, 120 kV com os valores de Pitch e tempo de rotação do tubo de raios X estabelecidos na tabelas 6 para os três tomógrafos.

Tabela 16 - Determinação do CVOL para os objetos simuladores nos três tomógrafos

Valores em (mGy)						
Tomógrafos	Objetos Simuladores.	T(s)	Pitch	C <sub>w</sub>	C <sub>vol</sub>	U
T <sub>1</sub>	RN	0,8	0,75	30,05	40,06	0,075
	Adulto	0,8	0,75	23,13	30,84	0,075
T <sub>2</sub>	RN	0,5	0,563	15,74	25,95	0,075
	Adulto	0,5	0,563	13,22	23,48	0,075
T <sub>3</sub>	RN	0,5	0,984	22,98	23,35	0,075
	Adulto	0,5	0,984	20,18	20,50	0,075

A Figura 38 é o gráfico da variação média das doses de C<sub>vol</sub> para os três tomógrafos, facilitando uma possível comparação entre as doses nos objetos simuladores utilizados nas medidas. Os resultados indicam que o T<sub>1</sub> apresentou os maiores valores calculados de C<sub>VOL</sub> para os três equipamentos de tomografia. O T<sub>3</sub> apresentou os menores valores de registro.

Figura 38 - Estudo comparativo do  $C_{VOL}$  para os objetos simuladores nos três tomógrafos.



#### 4.6.1 Resultado da discussão do estudo comparativo dos valores de $C_{vol}$ para os objetos simuladores nos três tomógrafos.

Os valores apresentados na figura 38 permitem comparar que o  $C_{vol}$  para o T<sub>1</sub> é maior nos dois objetos simuladores nos três tomógrafos.

As variações de valores máximos e mínimos de  $C_{vol}$  são de 23,35 a 40,06 mGy, para o objeto simulador de RN, e de 20,50 a 30,84 mGy para o objeto simulador adulto. Tanto os valores de máximos e mínimos foram menores no T<sub>3</sub> e maiores no T<sub>1</sub>. O T<sub>1</sub> contribuiu com um aumento de 71,56% de dose no objeto simulador de RN quando comparado com o T<sub>3</sub>. Em relação ao T<sub>2</sub> esse valor foi de 54,35% maior no T<sub>1</sub>.

A dose maior no T<sub>1</sub> está diretamente ligada ao Pitch e tempos de rotação do tubo de raios X utilizados no protocolo de rotina desse tomógrafo, uma vez que estes parâmetros possuem uma relação direta no aumento da dose para o paciente, e nesse tomógrafo, estes dois parâmetros são maiores quando comparados com os demais tomógrafos.

O T<sub>3</sub> apresentou o menor  $C_{vol}$  para os dois objetos simuladores. Numa comparação dos dados de TC entre T<sub>1</sub> e o T<sub>3</sub> ambos são da mesma marca, o tempo de rotação do tubo de raios X é de

0,8(s) no T<sub>1</sub> e de 0,5(s) no T<sub>3</sub>. Outro fator relevante é o valor do Pitch, no T<sub>3</sub> é de 0,984 enquanto no T<sub>1</sub> de 0,75.

Sabendo que Pitch maiores possibilitam doses menores, o T<sub>3</sub> confirmou esta afirmativa por apresentar o C<sub>vol</sub> menor que nos outros dois tomógrafos, por possuir este parâmetro maior que os demais. O T<sub>1</sub> apresentou valores de C<sub>vol</sub> maiores por possuir tempos de rotação de tubo de raios X maior com Pitch menor.

O T<sub>2</sub> apresentou o menor C<sub>vol</sub> para os dois objetos simuladores quando comparado com o T<sub>1</sub>. As variações foram maiores cerca de 31,34% para o objeto simulador adulto e de 54,37% para o objeto simulador de RN.

A dose menor no protocolo de rotina do T<sub>2</sub> está relacionada ao tamanho do Pitch e ao tempo de rotação do tubo de raios X que são mais adequados para este tomógrafo.

Na comparação do C<sub>vol</sub> do T<sub>2</sub> com o T<sub>3</sub>, o primeiro apresentou dose maior na ordem de 14,53% para o objeto adulto e de 11,13% para o objeto simulador de RN.

O aumento no C<sub>vol</sub> no T<sub>2</sub> tem relação direta com o tamanho do Pitch, uma vez que neste, o valor é de 0,5 e no T<sub>3</sub> de 0,984, contudo ambos trabalham com tempo de rotação do tubo de 0,5 (s).

#### **4.7 Descrição das varreduras no modo de aquisição helicoidal**

As medidas de dose de Kerma no ar foram realizadas no protocolo de TC para varredura de cabeça infantil utilizado na rotina do serviço de radiologia. A câmara de ionização foi posicionada na abertura central do objeto simulador com as demais preenchidas por tarugos de PMMA. Foi feita uma varredura de 10 cm na parte mais sensível da câmara. A comparação do perfil de dose entre o objeto simulador adulto com o de RN, foi usada somente para tensão de 120 kV.

#### 4.7.1 Avaliação dos Perfis de dose nas varreduras no tomógrafo T<sub>1</sub>.

Durante a realização das varreduras de cabeça nos objetos simuladores do T<sub>1</sub>, percebeu-se que é rotina do serviço Radiológico, utilizar o controle automático de exposição do equipamento, “Auto mA”, nos exames de cabeça de pacientes pediátricos.

Os parâmetros de aquisição utilizados nas varreduras de rotina de cabeça e os valores de dose medidos no tomógrafo 1 encontram-se na Tab. 17.

**Tabela 17** - Parâmetros de TC utilizados nas varreduras helicoidais.

O.S	mA		mA (util.)	Valores em (mGy)							
	Mín.	Max.		mA.s	T. (s)	E.C mm	Pitch	Tensão do Tubo kV	C <sub>w</sub>	C <sub>vol</sub>	U
<b>RN</b>	75	81	78	62,40	0,8	5,0	0,75	120	<b>18,75</b>	<b>25,00</b>	<b>0,075</b>
<b>Adulto</b>	40	160	162	129,6	0,8	5,0	0,75	120	<b>29,98</b>	<b>39,97</b>	<b>0,075</b>

Onde (O.S) significa objeto simulador, mA (Mínimo (Min.) e Máximo (Max.)), tempo dado em segundo (T. seg.), Espessura de corte (E.C).

As varreduras realizadas no modo automático no objeto simulador adulto no T<sub>1</sub>, apresentou valores de C<sub>vol</sub> de 39,97 mGy e de 25,00 mGy para o objeto simulador de RN.

A variação de dose no modo automático entre as varreduras dos objetos simuladores foi 59,88% maior para o objeto simulador adulto do que para o de RN.

#### 4.7.2 Avaliação dos Perfis de dose nas varreduras Helicoidais no tomógrafo T<sub>2</sub>.

Os parâmetros de aquisição utilizados nas varreduras helicoidais e os valores de dose medidos no tomógrafo 2 encontram-se na Tab. 18.



**Tabela 18** - Valores de conversão de  $C_w$  para  $C_{vol}$  nas varreduras dos objetos simulador adulto com o de RN.

Valores em (mGy)									
O.S	mA utilizado	mA.s	T.(s)	E. C mm	Pitch	Tensão do tubo kV	$C_w$	$C_{vol}$	U
RN	400	200	0,5	12,0	0,563	120	<b>31,49</b>	<b>55,93</b>	<b>0,075</b>
Adulto	400	200	0,5	12,0	0,563	120	<b>26,45</b>	<b>46,96</b>	<b>0,075</b>

Para realizar as varreduras no  $T_2$  usou-se o protocolo de rotina de cabeça do serviço. Verificou-se que para este equipamento não se utiliza a programação automática de corrente. Os parâmetros de TC foram implantados no protocolo pediátrico para atender pacientes RN com algumas horas de vida até crianças com idade de 12 anos. O protocolo de TC de cabeça adulto é definido para pacientes a partir de 12 anos de idade.

Neste  $T_2$  foi estabelecida uma carga de tubo de raios X fixada para 200 mA.s com tensão de tubo de raios X para 120 kV. As varreduras apresentaram valores de  $C_{vol}$  de 55,93 mGy para o objeto simulador de RN e de 46,96 mGy para o objeto simulador adulto. A variação de dose entre os objetos simuladores foi de 19,10% maior no objeto simulador de RN.

#### **4.7.3 Avaliação dos Perfis de dose nas varreduras Helicoidais no tomógrafo $T_3$ .**

Os parâmetros de aquisição utilizados nas varreduras helicoidais e os valores de dose medidos no  $T_3$  encontram-se na Tab. 19.

Assim como no  $T_1$ , o  $T_3$  possui o sistema automático de modulação de corrente implantando na realização de TC de cabeça de RN na rotina do serviço de radiologia. O protocolo foi estabelecido para pacientes neonatais até crianças com três anos de idade.

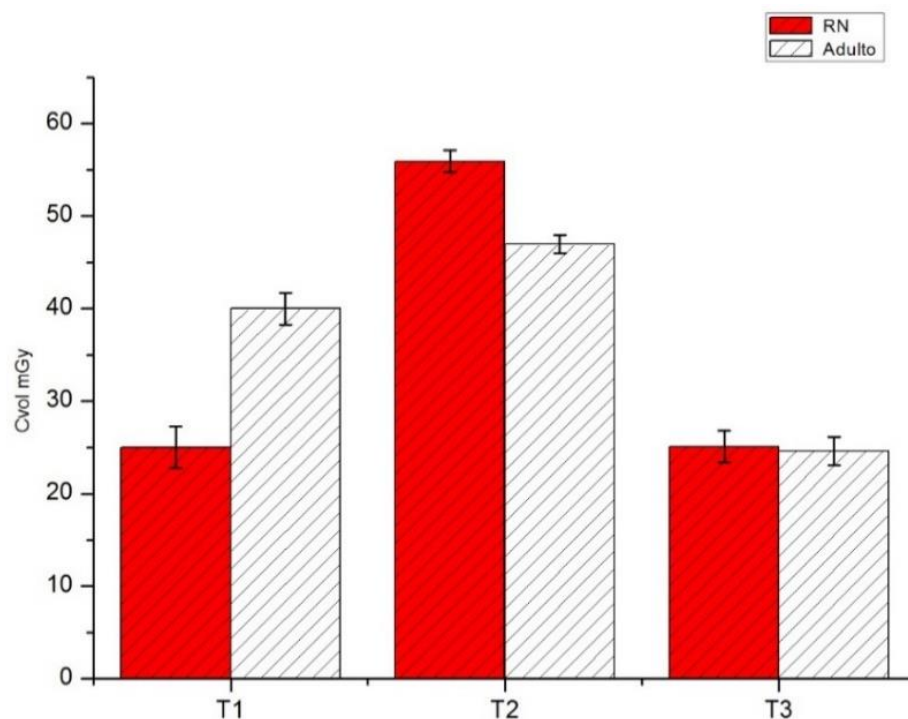
**Tabela 19** - Valores de conversão de  $C_w$  para  $C_{vol}$  nas varreduras dos objetos simuladores.

O. S	mA utilizado	mA.s	T. (S)	E. C mm	Pitch	Tensão do tubo kV	$C_w$	$C_{vol}$	U
<b>RN</b>	215	107,5	0,5	4,0	0,984	120	<b>24,70</b>	<b>25,10</b>	<b>0,075</b>
<b>Adulto</b>	240	120	0,5	4,0	0,984	120	<b>24,22</b>	<b>24,61</b>	<b>0,075</b>

Os valores de  $C_{vol}$  para o objeto de RN foi de 25,10 mGy, enquanto para o objeto simulador adulto foi de 24,61 mGy. A carga utilizada na varredura do objeto simulador de RN foi de 107,5 mA.s. enquanto para o objeto simulador adulto foi de 120 mA.s, ambos com tensão de tubo de raios X de 120 kV.

A variação de dose no modo automático entre os objetos simuladores de cabeça ficou abaixo de 2%, para os dois objetos simuladores.

Os valores de  $C_{vol}$  são apresentados na Figura 39 para as varreduras dos objetos simuladores nos três tomógrafos.

**Figura 39** - Valores de  $C_{vol}$  utilizados nas varreduras dos objetos simuladores nos três tomógrafos.

Os resultados apresentados na figura 39 indicam que os valores de  $C_{vol}$  no  $T_2$  é maior para os dois objetos simuladores comparados aos tomógrafos  $T_1$  e  $T_3$ .

O  $T_2$  apresentou os maiores valores de  $C_{vol}$ , 55,93 mGy para o objeto simulador de RN e de 46,96 mGy para o objeto simulador adulto. Os menores valores foram registrados no  $T_3$ , sendo 25,10 mGy para o objeto simulador de RN e 24,61 mGy para o objeto simulador de adulto.

O  $T_2$  apresentou um aumento de 122,8% comparado com o  $T_3$  para o objeto simulador de RN, e de 90,81% maior para o objeto simulador adulto.

#### **4.7.4 Discussões sobre o perfil de dose nas varreduras de cabeça dos objetos simuladores nos três tomógrafos**

A partir dos valores de  $C_{vol}$  mostrados na figura 39, para os dois objetos simuladores nos três tomógrafos, é possível verificar que a dose medida no  $T_2$  é maior que nos outros dois equipamentos.

A dose maior no  $T_2$  está diretamente ligada ao protocolo de tomografia fixo praticado neste equipamento de TC. A carga de 200 mA.s com 120 kV contribui sobremaneira para o aumento da dose para o paciente pediátrico que é submetido à TC de cabeça neste tomógrafo. Outro fator que contribui significativamente para o aumento da dose no  $T_2$  é o tamanho do pitch, pois no protocolo de rotina de cabeça pediátrico esse valor é de 0,563, o que possibilita o aumento da dose. A varredura do objeto simulador de RN no  $T_2$  é 122,8% maior que no mesmo objeto varrido no  $T_3$ .

O  $T_3$  apresentou o menor valor de  $C_{vol}$  para varreduras dos dois objetos simuladores. Em relação ao Pitch estudou-se que o aumento de seu valor influencia na redução da dose. Numa comparação com o  $T_2$ , valor do Pitch utilizado no  $T_3$  é de 0,984 enquanto no  $T_2$  é de 0,563, o que reflete em dose menor no  $T_2$ .

O  $T_1$  apresentou valores de  $C_{vol}$  iguais para varredura do objeto simulador de RN quando comparado como o  $T_3$ , contudo nas varreduras do objeto simulador adulto, os valores de  $C_{vol}$  foram maiores no  $T_1$ .

Os resultados apresentados para  $T_1$  para varredura do objeto simulador adulto, são maiores que no  $T_3$ , este aumento está relacionado com o valor maior do Pitch para o  $T_3$ .

## 5 CONCLUSÕES

A realização deste trabalho teve como objetivo, medir os índices de dose em TC no objeto simulador de cabeça de RN compará-lo com os valores medidos no objeto simulador de cabeça adulto. Para tanto, foram construídos os dois objetos simuladores, um com dimensões do percentil cefálico de RN e outro de adulto padrão.

Os valores obtidos de  $C_{k,PMMA,100}$  para o objeto simulador adulto mostraram que a dose média periférica é maior que a média da dose central nas varreduras realizadas nos três tomógrafos. Estas informações permitem concluir que para os objetos simuladores com diâmetros maiores a dose periférica é maior que na região central.

No caso do objeto simulador de RN, não houve variação significativa de dose entre as regiões periféricas e central. Onde se conclui que objetos menores recebem doses semelhantes, tanto nas regiões localizadas próximas da superfície quanto aqueles mais internos. Este é o grande desafio em otimizar a dose na TC, uma vez que os órgãos de maior radiosensibilidade nos RN, estão localizados próximos à periferia, recebendo grandes doses.

O objeto simulador de RN recebeu doses maiores nos três tomógrafos quando comparado com a dose medida no objeto simulador adulto. O tomógrafo T1, apresentou doses maiores em todas as posições do objeto simulador de RN, quando comparado com as medidas do objeto simulador adulto. A dose medida no objeto simulador de RN foi de 29 % maior que no objeto simulador adulto. Os resultados permitem afirmar que utilizando uma mesma condição de parâmetros técnicos, o paciente RN recebe dose maior que o paciente adulto. Isto reforça a importância de se ajustar os protocolos de TC ao tamanho e peso dos pacientes Recém-Nascidos, para otimizar dose individual para cada paciente submetido à este exame.

Os resultados de  $C_w$  nos objetos simuladores no T<sub>1</sub> são maiores que nos outros dois equipamentos. Numa comparação com o T<sub>2</sub>, a dose no objeto simulador de RN é de 92,68% maior no T<sub>1</sub>.

Os resultados de  $C_{vol}$  calculados nos objetos simuladores no T<sub>1</sub> são maiores que nos outros dois equipamentos. Numa comparação com o T<sub>3</sub>, o T<sub>1</sub> é 71,56% maior neste, para o objeto simulador de RN.

Os valores de dose maiores no T1 estão relacionados ao tempo e rotação do tubo de raios X, e ao tempo de aquisição de dados, que são maiores neste equipamento.

### **5.1.1 Varreduras helicoidais**

Neste estudo, foi realizada uma varredura de 100 mm na região sensível da câmara de ionização do tipo lápis, utilizando o protocolo infantil de cabeça, rotina do serviço, com tensão do tubo definida em 120 kV.

Os valores de  $C_{vol}$  para cada protocolo variaram significativamente entre os três tomógrafos, concluindo-se que os equipamentos que possuem controle automático de exposição (modulador de dose), apresentaram dose menor para os dois objetos simuladores, comparado ao T2 que não possui a função de redução de dose.

O T2 trabalha com protocolo fixo para TC de cabeça infantil, sem a função de modulação de dose, o que contribuiu com um aumento de 123% comparado aos T1 e T3, para o objeto simulador de RN, e de 90% maior para o objeto simulador adulto ao T3, e de 17% ao T1.

Os resultados obtidos neste trabalho, evidenciam que os protocolos fixos de TC proporcionam um aumento de dose para o paciente, uma vez que a variação da compleição física, peso, comprimento e espessura, influenciam diretamente no aumento da dose para o paciente, portanto reque protocolos de TC individualizados.

Apesar do T2 apresentar dose maior que nos T1 e T3, os valores obtidos para o protocolo de cabeça adulto, 46,96 mGy, mostram que os NRD ficaram abaixo do estabelecido pela legislação brasileira, que é de 50 mGy para o paciente adulto típico. Portanto o equipamento é adequado para prática de tomografia de cabeça de pacientes adultos.

A ausência de NRD para TC de cabeça de pacientes pediátricos, impede o julgamento de comparação dos valores medidos nos objetos simuladores de RN. Daí a importância de se realizar mais trabalhos de investigação de dosimetria em protocolos de TC de pacientes pediátricos, afim de se determinar os NRD para a legislação brasileira.

## 5.2 Perspectivas futuras:

Um aspecto muito importante a considerar em trabalhos futuros, que não foi alvo deste estudo, é a avaliação da qualidade da imagem alterando os parâmetros de TC. Seriam avaliados o  $C_{vol}$  com a variação da carga de trabalho, mA.s e tensão do tubo (kV) com valores alternados de 80, 90, e 100 kV.

Para realizar a medição do perfil de dose e o cálculo da MSAD, seriam utilizados dosímetros termoluminescentes do tipo bastão de fluoreto de lítio, câmara de ionização e filmes radiocrômicos. Os resultados deste trabalho poderiam ser utilizados para subsidiar e justificar os NRD em protocolos de TC de pacientes pediátricos.

## 6 REFERÊNCIAS:

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT; 2008. (AAPM Report, 96)

BRASIL. Portaria 453, de 01 de junho de 1998. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 02 de jun. 1998.

BASTOS, A. D. L. Doses e risco de radiação em estudo tomográfico computadorizado do tórax com tecnologia de quatro cortes. 2006. Dissertação (mestrado) - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte. 2006

NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurements. and what it means for medical imaging and nuclear medicine. Journal of nuclear medicine technology. Report. 160, 2013.

BUSHBERG, J. T. et al. The Essential Physics for Medical Imaging. second edi, ed. Philadelphia, PA 19106 USA: Lippincott Willians e Wilkins, 2002.

BUSHONG, S. C. Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection, 9th edition. 2008.

CALZADO, A.; GELEIJNS, J. Tomografía computarizada: Evolución, principios técnicos y aplicaciones. Rev Fis Med, v. 11, n. 3, p. 163–180, 2010.

CARLOS, M. T. et al. Tomografia Computadorizada. Física da Imagem e Radioproteção. LNMRI, IRD/CNEN. 2002.

GENERAL ELECTRIC COMPANY. Manual de referência técnica. BrightSpeed Select Series. 2008

D. DANCE, S. CHRISTOFIDES, M. MAIDMENT, I. M. Diagnostic Radiology Physics: A handbook for teachers and students. Iaea, p. 710, 2014. (IAEA - International Atomic Energy Agency)

EDYVEAN, S. et al. Type testing of CT scanners: methods and methodology for assessing imaging performance and dosimetry. Medical Devices Agency, 1998.

MENZEL, H. G. S. H. et al. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Luxembourg: European Commission, v. 16262, 2000.

FINATTO, J. D. et al. Estudo Comparativo de Descritor de Dose em Exames Pediátricos de Tomografia Computadorizada. Sociedade Brasileira de Proteção radiológica - SBPR, Gramado, RS, agosto de 2014.

FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. Performance standard for diagnostic X-ray systems. Rockville, MD, 1997. Computed tomography (CT) equipment, 21 CFR §1020.33. (4-1-97 Edition).

G, W.; VANNIER MW. Longitudinal resolution in volumetric x-ray computerized tomography -Analytical comparison between conventional and helical computerized tomography. 1994.

HUDA, W.; SANDISON, G. A. CT dosimetry and risk estimates. Radiation Protection Dosimetry, v. 12, n. 3, p. 241–249, 1985.

ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3).

ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology, v. 42, n. 2, 2013. (ICRP PUBLICATION 121).

ISABEL, C. M. S. Medição dos níveis de referência de diagnóstico em tomografia computadorizada para exames de cabeça e pescoço. 2010. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, Portugal, 2010.

JESSEN, K. A. et al. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. Applied Radiation and Isotopes, v. 50, n. 1, p. 165–172, 1999.

JUCIUS, R.A.; KAMBIC, G.X. Radiation dosimetry in computed tomography (CT). SPIE Proc., Application of Optical Instrumentation in Medicine VI, v.127, p.286-295, 1977.

JÚNIOR, J. P. DOS R. Cálculos dos coeficientes de conversão para dose efetiva em termos do kerma no ar para fótons utilizando simulador antropomórfico de voxels e o código Mcnpx. p. 74, 2007.

KALENDER, W. A.; POLACIN, A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. Medical physics, v. 18, n. 5, p. 910–915, 1991.

KNOX, H. H.; GAGNE, R. M. Alternative methods of obtaining the computed tomography dose index. Health Physics, v. 71, n. 2, p. 219–224, 1996.

LUCA, P. A. et al. Estimation of the peak entrance surface air kerma for patients undergoing computed tomography-guided procedures. Radiation Protection Dosimetry, v. 114, n. 1–3, p. 317–320, 2005.

MAHESH, Mahadevappa. MDCT Physics: The Basics – Technology, Image Quality and Radiation Dose. Lippincott Williams & Wilkins. USA, 2009



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

MCNITT-GRAY, M. F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc, v. 22, n. 6, p. 1541–1553, 2002.

MOURÃO, A. P. Tomografia Computadorizada: tecnologias e aplicações. São Caetano do Sul, Difusão, 2007. 292 p.

MOURÃO, A. P.; ALONSO, T. C.; DASILVA, T. A. Dose profile variation with voltage in head CT scans using radiochromic films. Radiation Physics and Chemistry, v. 95, n. 1998, p. 254–257, 2014.

NAGEL, H. D. CT parameters that influence the radiation dose. Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography. Springer Berlin Heidelberg, 2007. 51-79.

NIST (National Institute of Standards and Technology) measurement services: The calibration of thermocouples and thermocouple materials. Final Report National Inst. of Standards and Technology, Gaithersburg, MD. Temperature and Pressure Div. 1 (1989). Acesso em: 15 fevereiro. 2016

OLIVEIRA, P. M. C. Avaliação de Parâmetros da Qualidade de Imagem e Dosimetria de Pacientes Submetidos a Exames Radiológicos de Tórax. 2012. Tese (doutorado) Departamento de Engenharia Nuclear da UFMG, Belo Horizonte, Minas Gerais. 2012.

PADHANI, A. R. et al. Computed tomography in abdominal trauma: An audit of usage and image quality. British Journal of Radiology, v. 65, n. 773, p. 397–402, 1992.

OLIVEIRA, B. B. Perfil de Dose em Varreduras de Tórax por Tomografia Computadorizada. Dissertação (mestrado) - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte. 2011.

RIBEIRO, L. P. et al. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. Radiol Bras., v. 45, n. 5, p. 326–333, 2012.

ROMANO, R. F. T. et al. Readjustment of abdominal computed tomography protocols in a university hospital: impact on radiation dose. Radiologia brasileira 48.5 (2015): 292-297.

SHOPE, T. B.; GAGNE, R. M.; JOHNSON, G. C. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Medical physics 8.4 (1981): 488-495.

McCollough, C. H., et al. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. Radiology 259.2 (2011): 311-316.

SYSTEMS, H. C. et al. Use of diagnostic imaging studies and associated radiation exposure for patients enrolled in large integrated health care systems, 1996-2010. JAMA, v. 307, n. 22, p. 2400–2409, 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22692172>>.

SYSTEMS, H. C. et al. Use of diagnostic imaging studies and associated radiation exposure for patients enrolled in large integrated health care systems, 1996-2010. *Jama* 307.22 (2012): 2400-2409.

TAUHATA, L. et al. *RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA : FUNDAMENTOS*. 5a Revisão ed. Rio de Janeiro, RJ, Brazil. 2003.

VERDUN, F. R. et al. Image quality and dose in spiral computed tomography. *European radiology*, v. 6, n. 4, p. 485-488, 1996.

VILLAR, J. et al. Postnatal growth standards for preterm infants: The Preterm Postnatal Follow-up Study of the INTERGROWTH-21st Project. *The Lancet Global Health*, v. 3, n. 11, p. e681-e691, 2015.

WAMBERSIE, A. et al. The ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements): its contribution to dosimetry in diagnostic and interventional radiology. *Radiation protection dosimetry*, v. 117, n. 1-3, p. 7-12, 2005.