

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

LORENA ELAINE PORTO

**AVALIAÇÃO DA DOSE EM PACIENTES PEDIÁTRICOS SUBMETIDOS A EXAME
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

TESE

CURITIBA

2014

LORENA ELAINE PORTO

**AVALIAÇÃO DA DOSE EM PACIENTES PEDIÁTRICOS SUBMETIDOS A EXAME
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Doutor em Ciências” Área de Concentração: Engenharia Biomédica.
Orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin

CURITIBA

2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

P853a Porto, Lorena Elaine
2014 Avaliação da dose em pacientes pediátricos submetidos a
exame de tomografia computadorizada / Lorena Elaine Porto
.-- 2014.
115 p.: il.; 30 cm

Texto em português, com resumo em inglês.

Tese (Doutorado) - Universidade Tecnológica Federal
do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2014.
Bibliografia: p. 102-109.

1. Radiação - Dosimetria. 2. Tomografia. 3. Pediatria.
4. Radiação ionizante - Medidas de segurança. 5. Radiografia
- Qualidade da imagem. 6. Monte Carlo, Método de.
7. Simulação (Computadores). 8. Engenharia biomédica.
9. Engenharia elétrica - Teses. I. Schelin, Hugo Reuters,
orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná -
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e
Informática Industrial. III. Título.

CDD 22 -- 621.3



UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
Câmpus Curitiba



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

Título da Tese Nº. 106

Avaliação da Dose em Pacientes Pediátricos Submetidos à Exame de Tomografia Computadorizada

por

Lorena Elaine Porto

Orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin
Coorientador: Prof. Dr. Valery Denyak

Esta tese foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de DOUTOR EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, às 14h00 do dia 11 de dezembro de 2014. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos doutores:

Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin
 (Presidente – UTFPR)

Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza
 (UNESP)

Prof. Dr. Cesar Antonio Caggiano Santos
 (UEL)

Prof. Dr. Sergei Anatolyevich Paschuk
 (UTFPR)

Prof. Dr. André Luiz Coelho Conceição
 (UTFPR)

Visto da Coordenação:

Prof. Emilio Carlos Gomes Wille, Dr.
 (Coordenador do CPGEI)

RESUMO

PORTO, Lorena Elaine. Avaliação da dose em pacientes pediátricos submetidos a exame de tomografia computadorizada. 2014. 115 f. Tese de doutorado – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

A dosimetria em tomografia computadorizada (TC) envolve desde a determinação de grandezas dosimétricas específicas de TC até a estimativa de dose absorvida e dose efetiva. Entretanto, deve-se considerar que por envolver radiação ionizante no seu processo, este procedimento apresenta riscos inerentes e sua utilização deve ponderar o custo e o benefício propiciado pelo procedimento. A proteção de pacientes submetidos a exames radiológicos, de uma maneira geral, é determinada pelos princípios da “justificação” e “otimização”. Desta forma, torna-se importante o conhecimento dos níveis de radiação nas exposições durante um procedimento tomográfico. Estes níveis foram observados através da estimativa das grandezas específicas para tomografia computadorizada, tais como o Índice de kerma no ar ($C_{100,ar}$), o Índice de kerma ponderada (C_w) e o produto kerma comprimento ($P_{KL,CT}$), e em estimados os níveis de dose efetiva e risco para o estudo tomográfico computadorizado de crânio, tórax e abdômen realizado com múltipla varredura. Os valores obtidos foram comparados com os obtidos por simulação computacional por Monte Carlo. Eles foram utilizados, neste estudo, no cálculo da Dose Efetiva e risco e para comparação com o nível de referência de dose estabelecido pela Comunidade Européia. Utilizando-se o programa de simulação computacional Dosecal X_CT e o protocolo ICRP 103, foram determinadas as grandezas de radioproteção relevantes para o estudo que são os valores de dose efetiva referente ao procedimento. O nível do Produto kerma comprimento ($P_{KL,CT}$), utilizando-se o $C_{100,ar}$ previamente estabelecido, foi também obtido e comparado com o nível de referência de dose estabelecido pela comunidade europeia. Os valores encontrados até agora estão dentro dos limites dos Níveis de Referência.

Palavras-chave: Dose efetiva, pediatria, dosimetria.

ABSTRACT

PORTO, Lorena Elaine. Evaluation of the dose in pediatric patients undergoing examination of computed tomography. 2014. 115 f. Tese de doutorado – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

The computed tomography (CT) dosimetry involves measurements of specific quantities of CT, which are part of CT quality control procedures, as well as calculation of absorbed and effective doses to a patient submitted to CT examinations. Since CT uses ionizing radiation, it should be considered that a precise balance between risks and benefits must be achieved in order to justify the adoption of such technique. Radiation protection of patients undergoing radiological exams is established based on the justification and optimization principles. Nowadays, it is important to know the dose radiation levels to which a patient is exposed during a tomographic procedure. Those are given by the estimation of specific dosimetric quantities called the computed tomography kerma index in air, $C_{100,air}$, the weighted computed tomography kerma index C_w , kerma length product, $P_{KL,CT}$ and then the levels of effective dose and risk to the computerized CT scan study of skull, thorax and abdomen with a multiple scanning. The values obtained were compared with those obtained by computer simulation using Monte Carlo method. The protection quantities organ absorbed dose, effective dose and risk for comparison with the reference dose level established by the European Community. Using computational simulation program of the Dosecal X_CT and the ICRP 103 Protocol, were certain quantities of radiation protection relevant to study which are the values of effective dose for the procedure. The dose length product $P_{KL,CT}$ level was calculated from the $C_{100,air}$ and compared to the reference dose level established by the European Community. The values found so far are within the limits of the reference levels.

Key words: Effective dose, pediatric, dosimetry.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 01 – PRINCÍPIO DE AQUISIÇÃO HELICOIDAL	21
FIGURA 02 – COLIMAÇÃO DO FEIXE DE RAIOS X DE UM SISTEMA MONO-CORTE	23
FIGURA 03 – DEMONSTRAÇÃO DO PRINCÍPIO DE AUTO MA MÉTODO DO mA INTELIGENTE USADO POR GE HEALTHCARE MSCT	25
FIGURA 04 – COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE DENTRO DO CÉREBRO PARA UMA RADIOGRAFIA DE CRÂNIO PA	30
FIGURA 05 – ILUSTRAÇÃO DE UM PERFIL DE DOSE	31
FIGURA 06 – ILUSTRAÇÃO DO RESULTADO DA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE AO LONGO DO EIXO DO PACIENTE DEVIDO A MULTIPLAS VARREDURAS	31
FIGURA 07 – ILUSTRAÇÃO DO PERFIL DE DOSE DE MÚLTIPLAS VARREDURAS, ONDE L É O VALOR DO COMPRIMENTO DA REGIÃO A SER VISUALIZADA E I, DISTÂNCIA ENTRE VARREDURAS ADJACENTES, É A REGIÃO AONDE É OBTIDO O VALOR DO MSAD	33
FIGURA 08 – ESQUEMA DAS DIMENSÕES DE OBJETOS SIMULADORES PARA DOSIMETRIA EM TC	35
FIGURA 09 – FOTO DE UM OBJETO SIMULADOR DE CABEÇA PARA DOSIMETRIA EM TC	35
FIGURA 10 – REPRESENTAÇÃO DE SIMULADORES DE DOSE EM T	40
FIGURA 11 – MORTALIDADE RELACIONADA À RADIAÇÃO IONIZANTE NO ESTUDO DO TEMPO DE VIDA (LIFE SPAN STUDY) COM OS SOBREVIVENTES DAS BOMBAS ATÔMICAS ACOMPANHADOS DE 1950 A 1997	45
FIGURA 12 – TOMÓGRAFO COMPUTADORIZADO DA MARCA GE	51
FIGURA 13 – OBJETO SIMULADOR POSICIONADO PARA DOSIMETRIA	52
FIGURA 14 – TELA PARA SIMULAÇÃO POR MONTE CARLO PARA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DO PROGRAMA CALDOSE.....	54
FIGURA 15 – NA ESQUERDA ESTÃO AS OPÇÕES PARA SIMULAÇÃO DE ADULTO, COM AS VARIAÇÕES DE SEXO, PESO E ALTURA. NA DIREITA ESTÃO AS OPÇÕES DE SIMULAÇÃO EM PEDIATRIA	54
FIGURA 16 – VARIAÇÃO DO PESO E ALTURA EM RELAÇÃO A IDADE PARA CRIANÇAS ENTRE 5 E 19 ANOS	57
FIGURA 17 – IMAGENS DE CORTE DO OBJETO SIMULADOR PMMA DE TRONCO APRESENTANDO O POSICIONAMENTO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO TIPO LÁPIS NAS REGIÕES	58
FIGURA 18 – OBJETO SIMULADOR USADO PARA TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE, COM AS ESPECIFICAÇÕES DAS REGIÕES PARA ANÁLISE DA QUALIDADE DA IMAGEM.....	62
FIGURA 19 – CORTES TOMOGRÁFICOS OBTIDOS DE SIMULADOR PARA ESTUDO DA QUALIDADE PARA ANÁLISE DE RESOLUÇÃO ESPACIAL E DE CONTRASTE DA IMAGEM.....	63
FIGURA 20 – RELAÇÃO ENTRE A DOSE E O TAMANHO DO SIMULADOR PARA FILTRO DE CABEÇA E CORPO A 120 KV	69

FIGURA 21 – QUANTIDADE DE PACIENTES DIVIDIDOS EM GRUPOS POR SEXO E IDADE	71
FIGURA 22 – OBJETO SIMULADOR CONSTRUÍDO PARA ESTE ESTUDO	74
FIGURA 23 – DIAGRAMA DE CAIXA, INDICANDO A MEDIANA, OS QUARTIS E AS CAUDAS DE DISTRIBUIÇÃO	75
FIGURA 24 – VALORES DE C_{VOL} PARA CRÂNIO EM DIFERENTES IDADES	76
FIGURA 25 – VALORES DE C_{VOL} PARA TÓRAX EM DIFERENTES IDADES	76
FIGURA 26 – VALORES DE mAS EMPREGADOS PARA TÉCNICA DE EXAMES DE TÓRAX PARA AS DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS	77
FIGURA 27 – VALORES DE mAS EMPREGADOS PARA TÉCNICA DE EXAMES DE CRÂNIO PARA AS DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS	78
FIGURA 28 – VALORES DE C_{VOL} PARA ABDÔMEN EM DIFERENTES IDADES	79
FIGURA 29 – VALORES DE MAS EMPREGADOS PARA TÉCNICA DE EXAMES DE ABDÔMEN PARA AS DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS	80
FIGURA 30 – VALORES DE $P_{KL,CT}$ PARA CRÂNIO EM DIFERENTES IDADES	80
FIGURA 31 – VALORES DE $P_{KL,CT}$ PARA TÓRAX EM DIFERENTES IDADES	81
FIGURA 32 – VALORES DE $P_{KL,CT}$ PARA ABDÔMEN EM DIFERENTES IDADES	82
FIGURA 33 – DOSE EFETIVA PARA OS GRUPOS DE FAIXAS ETÁRIAS DE CRÂNIO	90
FIGURA 34 – DOSE EFETIVA PARA OS GRUPOS DE FAIXAS ETÁRIAS DE TÓRAX	91
FIGURA 35 – DOSE EFETIVA PARA OS GRUPOS DE FAIXAS ETÁRIAS DE ABDÔMEN	92
FIGURA 36 – OBJETO SIMULADOR PARA CONTROLE DE QUALIDADE DE IMAGEM PARA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	96
FIGURA 37 – DISTRIBUIÇÃO DAS CINCO ROI'S NA IMAGEM	97

LISTA DE TABELAS

TABELA 01 – COMPARAÇÃO DA NOMENCLATURA ANTIGA (IEC) E NOVA (IAEA) USADA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	39
TABELA 02 – FATOR DE PONDERAÇÃO DO ÓRGÃO PARA DIFERENTES IDADES	60
TABELA 03 – RESULTADOS DE kVp ENCONTRADOS, BEM COMO OS VALORES RESPECTIVOS DO C_{vol}	63
TABELA 04 – COEFICIENTES DE RISCO NOMINAL PARA EFEITOS ESTOCÁSTICOS AJUSTADOS AO DETRIMENTO	65
TABELA 05 – DIÂMETRO EQUIVALENTE DE OBJETO SIMULADOR PMMA PARA PACIENTE PADRÃO SEGUNDO A IDADE	68
TABELA 06 – PARÂMETROS DE DOSIMETRIA	70
TABELA 07 – QUANTIDADE ABSOLUTA E EM PORCENTAGEM DE PACIENTES DIVIDIDOS POR SEXO	71
TABELA 08 – NÚMERO DE PACIENTES POR IDADE E SEXO	71
TABELA 09 – NRD's LOCAIS DE C_{vol} e $P_{KL,CT}$	72
TABELA 10 – VALORES DE C_{vol} e $P_{KL,CT}$ PARA AS DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS	83
TABELA 11 – NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO PARA CRÂNIO (C_{vol} em mGy e $P_{KL,CT}$ em mGy.cm) PARA DIFERENTES IDADES DE PACIENTES	84
TABELA 12 – DOSES DE REFERÊNCIA NACIONAL PARA TC DE PACIENTES PEDIÁTRICOS NO REINO UNIDO	85
TABELA 13 – DADOS DE C_{vol} e $P_{KL,CT}$ PARA A DOSIMETRIA E FORNECIDO PELO EQUIPAMENTO DO TOMÓGRAFO PARA EXAMES DE ROTINA DE CRÂNIO, USANDO OBJETO SIMULADOR DE 16 cm	86
TABELA 14 – VALORES DO FATOR DE CONVERSÃO k	88
TABELA 15 – DOSES TÍPICAS DE DIVERSOS EXAMES, EXPRESSAS EM DOSE EFETIVA E NO PERÍODO HOMÓLOGO DE RADIAÇÃO DE FUNDO COM ASSOCIAÇÃO MAIOR RISCO DE CÂNCER ..	88
TABELA 16 – NRD'S DE DOSE EFETIVA PARA OS PROTOCOLOS HPA, AAPM 96 E EUR 16262	89
TABELA 17 – VALORES DE DOSE EFETIVA PARA CABEÇA, TÓRAX E ABDÔMEN NAS DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS	93
TABELA 18 – ESTIMATIVA DO RISCO DE CÂNCER PARA EXAMES DE CRÂNIO, TÓRAX E ABDÔMEN EM DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS	95
TABELA 19 – RESULTADOS DOS TESTES DE QUALIDADE DA IMAGEM DOS TCS AVALIADOS	97

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BSS	Basic Safety Standart
$C_{a,100}$	Índice de kerma no ar
CSR	Camada semi-redutora
C_{vol}	Índice de kerma volumétrico
C_w	Índice ponderado de kerma
CTDI	Índice de Dose em Tomografia Computadorizada; Do inglês: <i>Computed Tomography Dose Index</i>
$CTDI_{100mm}$	CTDI que limita o intervalo de integração a 100 mm
$CTDI_{ar}$	CTDI no ar
$CTDI_w$	CTDI ponderado; Do inglês: <i>Weighted CTDI</i>
$CDTI_{vol}$	CTDI volume
D	Dose absorvida
d	Espessura da Seção
DAP	Produto Dose-área; do inglês: <i>Dose-area product</i>
DE	Diâmetro Equivalente
DEN	Departamento de Energia Nuclear
DLP	Produto comprimento dose; Do inglês: <i>Dose-length product</i>
DNA	Ácido Desoxirribonucleico; Do inglês: <i>Deoxyribonucleic acid</i>
E	Dose Efetiva
f	Fator de risco ou coeficiente de probabilidade de risco nominal
FDA	<i>Food and drug Administration</i>
FOV	Campo de visão; Do inglês: <i>Field of view</i>
FWHM	Largura a Meia Altura; Do inglês: Full width at half maximum
GE	<i>General Electric's Company</i>
Gy	<i>Gray</i>
h	<i>Espessura nominal de corte</i>
HPA	<i>Health Protection Agency</i>
H_t	Dose Equivalente
HU	Unidades de <i>Hounsfield</i>
i	Deslocamento da mesa
IAEA	Agencia Internacional de Energia Atômica; Do Inglês: <i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	Comissão Internacional em Protecção Radiológica; Do inglês: <i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	Comissão Internacional de unidades e medidas de radiação; Do inglês: <i>Internatonal Commission on Radiation Units & Measurements</i>
IEC	Comissão Internacional de electrotécnica; Do inglês: <i>International Electrotechnical Commission</i>
J	<i>Joule</i>
K	Kerma
Kerma	Energia cinética libertada na matéria; Do inglês: <i>Kinetic energy realesed in materia</i>
keV	Kiloeletronvolt
K_i	Índece de kerma na entrada da pele
kg	Kilograma

kVp	KiloVolts de pico
mA	Corrente, MiliAmpere
MC	Monte Carlo
MSAD	Valor médio de dose para múltiplos disparos; Do inglês: <i>Multiple scan average dose</i>
n	Número de seções adquiridas
NRD	Níveis de Referência de Diagnóstico
p	<i>Pitch</i>
P _{IT}	Produto do tempo de exposição por unidade de corrente do tubo
PMMA	Polimetilmetacrilato; Do inglês: <i>polymethylmethacrylate</i>
P _{KL,CT}	Produto kerma comprimento
R	Tipo de energia da radiação incidente
r	Risco de detrimento ou risco fatal
RBE	Eficácia Biológica Relativa; Do Inglês: <i>Relative Biological Effectiveness</i>
s	Segundos
SSDE	Estimativa de dose específica de tamanho; do inglês: <i>Size specific Dose Estimates</i>
S.I.	Sistema Internacional de unidades
Sv	Sievert
T	Deslocamento axial da mesa por rotação do tubo
TC	Tomografia Computadorizada
TLD	Dosímetro Termoluminescente; Do inglês: <i>thermoluminescent dosimeter</i>
UNSCEAR	<i>United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation</i>
w _r	Fator de peso adimensional da radiação
w _t	Fator de peso do tecido

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 DELIMITAÇÃO DO TEMA	13
1.2 PROBLEMAS E PREMISSAS	14
1.3 OBJETIVOS	15
1.3.1 Objetivo Geral	15
1.3.2 Objetivos Específicos	15
1.4 JUSTIFICATIVA	16
1.5 REFERENCIAL TEÓRICO	16
1.6 ESTRUTURA	19
2 FUNDAMENTOS FÍSICOS E TÉCNICOS EM TC	20
2.1 DESENVOLVIMENTO DA TC	20
2.2 FATORES DE EXPOSIÇÃO E IMAGEM	22
3 DOSIMETRIA EM TC	27
3.1 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	27
3.1.1 Dose absorvida	28
3.1.2 Dose equivalente	28
3.1.3 Dose efetiva	29
3.2 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS ESPECÍFICAS DE TC	30
3.2.1 Nomenclaturas Antigas	32
3.2.2 Nomenclaturas Atuais	37
3.3 MEDIDAS DE DOSE	39
3.4 ESTIMATIVA DE RISCO	45
3.5 NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO	47
4 MATERIAIS E MÉTODOS	51
4.1 MATERIAIS	51
4.1.1 Tomógrafo	51
4.1.2 Simulador dosimétrico e medidor de dose	52
4.1.3 Simulação por Monte Carlo	53
4.1.4 Epidemiologia e Coleta de dados	55
4.1.5 Dosimetria	58
4.2 MÉTODOS	58
4.2.1 Medidas de dose	59
4.2.2 Avaliação da imagem e dose pelo objeto simulador	61
4.2.3 Risco e detrimento	64
4.2.4 Níveis de Referência em Diagnóstico local	65
4.2.5 Diâmetro Equivalente	67
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	70
5.1 PARÂMETROS DE DOSIMETRIA E NÚMERO DE PACIENTES	70
5.2 NÍVEIS DE REFERÊNCIA DIAGNÓSTICA	72
5.3 OBJETO SIMULADOR	73
5.4 AVALIAÇÃO DAS DOSES C_{vol} e $P_{KL,CT}$	74
5.5 AVALIAÇÃO DA DOSE EFETIVA E RISCO	87
5.6 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM	96
6 CONCLUSÕES	99
7 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS	101
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	102
Anexo A – CÂMERA DE IONIZAÇÃO	110

Anexo B – VALIDAÇÃO DO OBJETO SIMULADOR	112
Anexo C – AUTORIZAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	114

1 INTRODUÇÃO

Com o advento da tomografia computadorizada (TC) em 1972 como meio eficiente de diagnóstico por imagem para aplicações médicas, houve uma rápida evolução tecnológica empregada, desde os primeiros *scanners* da “primeira geração” até os equipamentos mais modernos usados nos melhores centros médicos, com o uso da tecnologia multi-corte (*dual-source*). A exatidão diagnóstica é fruto dos avanços tecnológicos alcançados nos centros de desenvolvimento dos equipamentos médicos, o que resulta na qualidade das imagens adquiridas, na redução do tempo de escaneamento do paciente e a maior rapidez da reconstrução da imagem. Com o uso da TC pôde-se observar a revolução diagnóstica alcançada com a aplicação desta tecnologia na visualização anatômica mais completa do paciente e na reconstrução de imagens de alta resolução nos planos sagital, coronal e axial; diferentemente do utilizado em radiografias convencionais e que proporcionava limitações na visualização das estruturas internas da região a ser examinada. Em oposição à radiologia convencional, em que o limiar para a distinção de diferenças de densidade é da ordem de 5%, na TC este valor cai para 0,5% entre tecidos (DAROS, 2005). Em contrapartida o uso de TC proporciona maior dose depositada no paciente, quando se comparada a técnicas mais antigas, como a radiografia; sendo a tomografia um dos exames que mais entrega dose ao paciente (JESSEN, 1999).

1.1 DELIMITAÇÃO DO TEMA

Pacientes de qualquer faixa etária, quando submetidos a procedimentos radiológicos têm sido alvo de crescente preocupação por parte dos estudiosos em proteção radiológica (CHAPPLE, 2008). Quando se refere a pacientes pediátricos a preocupação aumenta, devido a problemas em longo prazo causado pela radiação ionizante (AAPM, 2011). Em se tratando de radiodiagnóstico é necessário levar em consideração que a qualidade da imagem produzida deve possuir a maior

quantidade possível de informações com a menor dose possível depositada no paciente.

O uso da TC se tornou, nas últimas décadas, o principal meio diagnóstico com uso de imagem em todo o mundo, superando a soma de todas as outras técnicas juntas (BRENER, *et. al.*, 2007; BAERT, *et. al.*, 2007). Porém com o aumento do uso desta técnica houve também o aumento significativo da dose a qual os pacientes estão sujeitos. Em comparação com a radiologia convencional (radiografia) a dose coletiva também aumentou, uma vez que dose decorrente em TC é maior do que a da radiografia (NAGEL, 2002). É necessário também salientar que o aumento do número de exames de TC realizados, associado com o aumento de dose entregue poderá acarretar a um acréscimo do risco de incidência de câncer em adultos e crianças, segundo alguns estudos epidemiológicos (BRENER, *et. al.*, 2007; FORSHIER, 2002; OKUNO, 2009).

Em pacientes pediátricos é uma maior probabilidade do aumento do risco de incidência de câncer, devido à maior radiosensibilidade nos tecidos em desenvolvimento, e, portanto aumenta a necessidade de verificação da quantidade de radiação absorvida pelo paciente. Para que o médico pediatra e radiologista possam avaliar a necessidade do exame é de fundamental importância conhecer os níveis de dose absorvida em detrimento do diagnóstico.

1.2 PROBLEMAS

Tanto a medição, a avaliação e a otimização da dose em TC é complexa e elevada. Vários fatores devem ser levados em consideração, como variações intrínsecas do equipamento, modelos e marcas e diferentes *designers*, níveis de filtro, distância foco-isocentro, variações no colimador e eficiência dos detectores são só alguns dos fatores a serem levados em consideração quando se pretende fazer a avaliação e otimização da dose em TC.

Há ainda fatores técnicos a serem considerados e que influenciam na entrega da dose, tais como a espessura de corte, *pitch* (passo), tensão (kVp), intensidade da corrente (mA), tempo de aquisição e de rotação (s), número de cortes por sequência, etc. Outros aspectos relativos a qualidade do equipamento e à dose

inerente aos exames utilizando protocolos adaptados à necessidade local, tais como medições no índice de dose em TC (C_{ar}), avaliação da resolução e do ruído, entre outros (BRISSE, 2009).

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Este estudo visa avaliar as doses recebidas por radiação ionizante em pacientes pediátricos quando submetidos a exames de tomografia computadorizada de crânio, tórax e abdômen com vistas a uma avaliação dos níveis de dose recebidos pelos mesmos.

1.3.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos são:

- Fazer um levantamento epidemiológico do fluxo de pacientes atendidos no Centro de Imagem do Hospital Pequeno Príncipe;
- Estabelecer Níveis de Referência de Dose (NRD) locais;
- Construção de objeto simulador de baixo custo para uso em tomografia computadorizada;
- Avaliar a dose recebida pelos pacientes utilizando um objeto simulador dosimétrico e simulação por Monte Carlo (MC) para tomografia computadorizada;
- Avaliação da dose efetiva em cada paciente e cálculo de risco;
- Avaliar a dose recebida pela qualidade da imagem através do objeto simulador.

1.4 JUSTIFICATIVA

A dose entregue ao paciente e ao público em geral deve ser tão baixa quanto razoavelmente exequível (NCRP, 1990) e deve ser justificada em detrimento do que possa vir a causar na pessoa que a recebe. Para que haja a justificativa no emprego de técnicas radiológicas é necessário que exista o benefício tanto para o paciente quanto para a população em geral. Observando-se essa justificativa trabalhos recentes têm mostrado essa preocupação concernente ao uso de radiação ionizante em todos os procedimentos radiográficos (MEDEIROS, 2009). O uso de dosímetros e outras técnicas, tais como a simulação computacional, são meios de monitorar e controlar a dose recebida em pacientes e profissionais da área de saúde e, também, um eficiente meio de otimização do procedimento.

Os três princípios básicos em que se alicerça a proteção radiológica são a justificação da prática, a otimização e a limitação de doses. Esses pilares da proteção são recomendações da Comissão Internacional para a Proteção Radiológica (ICRP), que vêm buscando meios e parceiros na disseminação da proteção radiológica e na implementação de programas de otimização em diversos centros no mundo e não somente nos centros mais modernos e especializados.

Para que haja a justificação é necessária a avaliação da indicação clínica e sem ela nenhuma exposição radiológica pode ser efetuada. A otimização tem relação entre a qualidade da imagem e a quantidade de dose depositada, assim como a quantidade de informação que a imagem fornece. Essa relação é importante para que se saiba a dose de radiação a que o paciente está exposto e assim procurar baixar os limiares até o limite em que se começa a perder informação da imagem. Quando perde-se qualidade de diagnóstico, coloca-se em risco o próprio paciente, e assim um diagnóstico passa a ser duvidoso (ICRP, 1991; ICRP 1996).

1.5 REFERENCIAL TEÓRICO

Os dados em tomografia computadorizada de pacientes pediátricos no Brasil são escassos e de difícil realização. Isso se deve à pouca pesquisa na área e

dificuldades logísticas, como raros equipamentos de TC dedicados a pediatria. Somente 10% de todas as TC realizadas no mundo são de crianças. Em países desenvolvidos a coleta e avaliação de grandezas dosimétricas (índice de kerma ponderado, C_w ; índice de kerma volumétrico C_{vol} e produto kerma-comprimento, $P_{KI,CT}$) e a dose efetiva (E) são rotineiras (JOMARNA, 2013).

Quanto ao risco, a quantidade de estudos no Brasil é ainda menor e se baseiam em metodologias desenvolvidas em outros países. Além disso, os dados disponíveis para este tipo de estudo são provenientes de sobreviventes de ataques nucleares. Entretanto não se têm ainda outra metodologia comprovada para que se estime o risco em pacientes submetidos a exames radiológicos. Portanto usa-se esses dados e estima-se para uso em diferentes populações. Por exemplo, um paciente submetido a uma TC de abdômen de quatro fases, que corresponde a um valor aproximado de 40 mSv, apresenta um aumento de risco de desenvolvimento de diversas neoplasias (PRESTON, 2007; SODICKSON, 2009; BRENNER, 2007). Quando se trata de pacientes pediátricos a radiosensibilidade é maior e sua expectativa de vida também, e portanto são especialmente suscetíveis a dados causados pela radiação (BRENER e ELLISON, 2001). Com o aumento do número de exames de TC associado ao aumento da dose recebida pelo paciente, aumenta também a probabilidade de efeitos danosos, particularmente em crianças, como estimado em estudos epidemiológicos (PEARCE *et. al.*, 2012).

Em 1981 foi criada nos Estados Unidos a *Society for Pediatric Radiology* e em 2008 foi criada a *Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging*, que lançou a campanha intitulada *Image Gently* com o objetivo de promover a excelência em cuidados na saúde pediátrica (IMAGE GENTLY, 2012). Com o objetivo de conscientizar o corpo clínico, pais e profissionais da área de saúde que trabalham com crianças. Busca-se minimizar a dose nos pacientes e promover a proteção radiológica do público pediátrico. Esta campanha tem atravessado as fronteiras do país e influenciado outros centros de estudos e hospitais chamando a atenção para a necessidade de cuidado com o uso da radiação ionizante em pacientes jovens. A campanha já alcançou mais de 18.000 profissionais da área médica, com relatos de médicos preocupados com os níveis de radiação nos exames de TC pediátrica.

Algumas autoridades competentes tem se mostrado preocupadas com a radiação ionizante em pediatria, como é o caso do estado da Califórnia, nos Estados Unidos, que sancionou uma lei que obriga os hospitais a registrarem as grandezas

dosimétricas envolvidas nos procedimentos radiológicos nos prontuários dos pacientes (UCDAVIS, 2012). Infelizmente, no Brasil não há qualquer indício de que as autoridades sanitárias estejam planejando ter uma atitude parecida. Mesmo estudos sobre valores registrados de grandezas dosimétricas em TC pediátrica são escassos (JORMANA, 2013).

Os riscos potenciais em pacientes submetidos a exames radiológicos estão relacionados aos efeitos estocásticos de indução de câncer e efeitos hereditários transmitidos à prole (ICRP, 1991; WALL, 2004). Os efeitos determinísticos só podem ser considerados em exames fluoroscópicos, quando há longos períodos de exposição, o que acarreta níveis de dose absorvida muito mais elevados e que excedem os limiares aceitáveis (WALL, 2004).

Portanto, o estudo da dosimetria das radiações ionizantes, que estima a dose média de radiação absorvida pelos tecidos do corpo em pacientes tanto adultos quanto pediátricos, se preocupa em estipular limiares especificados pela norma ICRP103 (2007). Estes limiares estabelecem uma estrutura prática e objetiva para uso frequente do corpo clínico, o que possibilita a verificação das doses que estão sendo utilizadas e compará-las com parâmetros de boa prática conhecidos como Níveis de Referência em Diagnóstico (NRD), tanto local (no próprio serviço de radiodiagnóstico) quanto de guias internacionais (WALL, 2004). Portanto, a dosimetria serve para propósitos de otimização.

Pearce (2012) fez um estudo com crianças que realizaram TC e constatou que com doses acumuladas de 50 mGy pode-se triplicar o risco de leucemia, e com doses de cerca de 60 mGy pode-se triplicar o risco de câncer no cérebro. Porém os riscos cumulativos são pequenos já que essas neoplasias são relativamente raras. Estimou-se que 10 anos após a primeira varredura de pacientes com menos de 10 anos pode ocorrer um caso de leucemia e um de tumor cerebral por 10.000 exames realizados. Entretanto é necessário lembrar que o benefício do uso deste procedimento é maior do que o risco por ele trazido. Por esta razão os níveis de dose em TC devem ser mantidos tão baixos quanto razoavelmente exequíveis e, procedimentos alternativos que não envolvem radiação ionizante devem ser priorizados sempre que possível.

Desde sua inserção na prática clínica no início da década de 70, o papel da tomografia computadorizada tem expandido e conseqüentemente é observado um progressivo aumento na sua utilização como método diagnóstico. Considerando-se

esta contínua evolução e crescente utilização deste método, torna-se atualmente imprescindível que as informações do caráter dosimétrico envolvidas nesta modalidade sejam apresentadas à prática clínica e acompanhem intimamente a evolução tecnológica.

Desta forma, a dosimetria na prática clínica de rotina, se torna necessária para informar ao profissional que utiliza este método como ferramenta de diagnóstico, sobre os níveis de dose associados a estes procedimentos, a fim de que esta informação seja considerada, juntamente com a qualidade de imagem, na seleção do procedimento técnico para determinado caso.

1.6 ESTRUTURA

O presente capítulo enquadra os temas que são abordados nesta tese, mencionando os objetivos propostos e sintetizando os assuntos que serão abordados nos diferentes capítulos.

O capítulo dois foca os fundamentos físicos e técnicos da TC. Apresenta a estrutura geral de um tomógrafo e os seus principais componentes. São também apresentados os parâmetros técnicos com os quais são efetuadas as medições de TC.

O capítulo três é dedicado à dose inerente da Tomografia Computorizada. Neste capítulo são descritas as diferentes grandezas dosimétricas próprias da TC assim como o modo como são efetuadas as suas medições. Dedicase também particular atenção aos níveis de referência de diagnóstico em TC.

O capítulo quatro descreve os materiais e métodos empregados neste estudo com vistas a alcançar os objetivos propostos. No capítulo cinco estão dispostos os principais resultados assim como a discussão sobre os resultados obtidos comparando-se com estudos já realizados em outras instituições no Brasil e no exterior. As conclusões provenientes deste estudo estão no capítulo seis.

2 FUNDAMENTOS FÍSICOS E TÉCNICOS EM TC

A energia média efetiva dos fótons para uso geral, em tomografia computadorizada, situa-se na faixa de 20 a 70 keV. O feixe de fótons interage com o meio através dos efeitos fotoelétricos, Compton ou espalhamento elástico, quando ocorre interação com a matéria. A interação da radiação com a matéria depende em maior parte da energia dos fótons e da constituição da matéria.

Diferentemente de outras técnicas radiológicas (radiografia, intervencionismo, etc.) a tomografia computadorizada depende basicamente de dois tipos de parâmetros. Os parâmetros que estão relacionados à dose (são os fatores de exposição, como espessura de corte, a distância entre os cortes, o *pitch* e o volume que se pretende investigar) e os parâmetros relacionados ao processamento e visualização da imagem (campo de visão, o tamanho da matriz de reconstrução, o algoritmo de reconstrução e as opções relativas à janela de visualização). Neste capítulo será estudado o desenvolvimento da TC e os parâmetros que interferem no exame de tomografia.

2.1 DESENVOLVIMENTO DA TC

A tomografia inicialmente analógica e depois computadorizada utilizava um protocolo chamado de *step-and-shot mode* (sequencial) em que há períodos de aquisição de dados e períodos de movimento da mesa ou do tubo. Neste tipo de procedimento o paciente fica estacionado numa posição enquanto o tubo e/ou os detectores movimentam-se à sua volta a uma velocidade constante. Uma vez realizada toda a aquisição nesta posição, o paciente é deslocado para a próxima posição e reiniciado a movimentação do tubo e dos detectores. Por restrições mecânicas os exames típicos de TC tem uma demora de alguns segundos nas reposições do paciente e do tubo; portanto não há aquisição de imagens nestes intervalos (movimentos bruscos na mesa podem fazer com que alguns órgãos se movimentem e dificultem a visualização dos mesmos no diagnóstico). Neste tipo de exame de TC o tempo gasto no movimento da mesa, do tubo e dos detectores é

igual ao tempo gasto na aquisição de imagens, portanto apenas 50% do tempo total é efetivamente usado na realização do exame.

Na evolução da TC criou-se no final dos anos 80 o que se chama de TC Helicoidal, espiral ou volumétrica (as nomenclaturas variam de acordo com a fabricante) e apresenta inúmeras vantagens em relação aos modelos axiais anteriores (IMPACT, 2002). Diferentemente dos modelos anteriores (terceira e quarta geração), em que a mesa só se movimentava ao final de cada aquisição, a TC helicoidal mantém a velocidade da mesa constante, enquanto o tubo realiza aquisições ininterruptas. Portanto as acelerações e desacelerações que o paciente poderia sofrer durante o exame são eliminadas e o tempo de realização do procedimento é totalmente aproveitado diminuindo a permanência do paciente na sala.

Este método de varrimento é chamado de helicoidal ou espiral porque fazem uma combinação de movimentos da mesa e do tubo de raios X que se equidistância do eixo central formando uma espiral com o eixo do sistema, sobrepondo projeções axiais. Tal como se pode ver na Figura 01. A estrutura do tubo de raios X, assim como a configuração dos detectores é semelhante aos usados nos equipamentos de terceira e quarta geração, no entanto a diferenciação está no movimento contínuo da mesa.

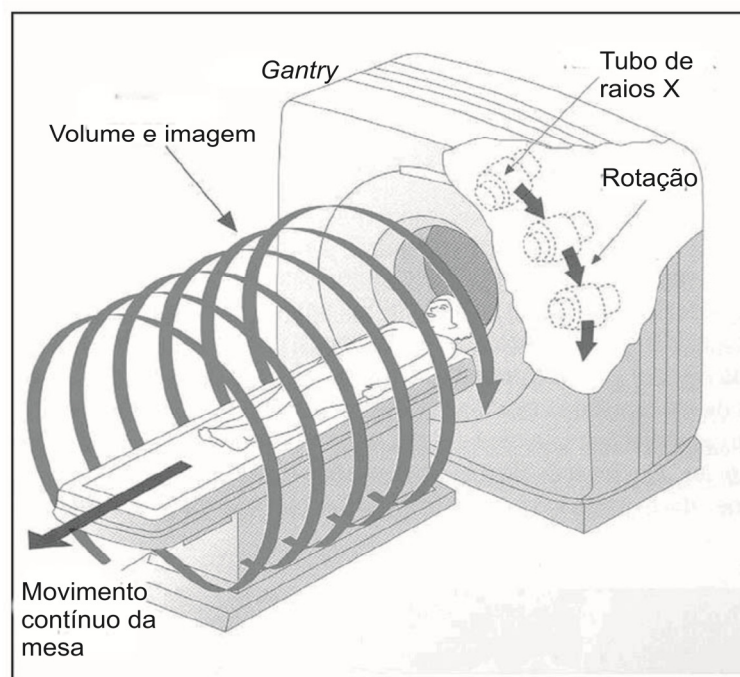


Figura 01 – Princípio de aquisição helicoidal (adaptado de HOFER, 2000)

Como a reconstrução da imagem não está relacionada com a posição específica, a imagem pode ser gerada a partir de qualquer segmento do volume. Portanto é possível fazer o estudo de qualquer região seccionada, produzindo imagens arbitrárias, sem acarretar um acréscimo de exposição à radiação.

2.2 FATORES DE EXPOSIÇÃO E IMAGEM

Os fatores de exposição são definidos pelas linhas de orientação europeias como a tensão da ampola de raios X (kVp), a corrente do tubo (mA) e o tempo de exposição (s) (JESSEN, 2000). Estes fatores são os diretamente relacionados com a produção dos raios X. A qualidade do feixe de raios X está relacionada com a tensão do tubo que geralmente está no intervalo de 80 a 140 kVp, e faz variar a energia dos fótons produzidos. Tensões mais altas são empregadas quando se pretende ter uma alta resolução ou em que o feixe de raios X não seja totalmente atenuado. Baixas tensões são empregadas com mais frequência em tecidos moles, em que há necessidade de melhor contraste entre as estruturas anatômicas.

A corrente do tubo é utilizada em conjunto com o tempo (produto corrente pelo tempo de exposição), dado em mAs e define a intensidade do feixe de raios X produzidos. O tipo de exame a ser feito e o tamanho do paciente (massa corporal), bem como a região anatômica a ser estudada é que definem a intensidade de corrente a ser usada. Os equipamentos mais modernos utilizam corrente do tubo automática, não permitindo ao operador estabelecer valores. Também estão sendo implantados moduladores de corrente nos equipamentos mais recentes, como uma tendência a diminuir a dose entregue ao paciente (será discutido mais adiante).

A espessura de corte tomográfico é definida como a largura a meia altura (FWHM – *full width at half maximum*) da curva de sensibilidade do sistema, no centro do campo de observação (JESSEN, 2000). Esta é definida pelo operador consoante ao tipo de procedimento que pretende efetuar e varia, normalmente, no intervalo de 1 a 10 mm. A geometria do aparelho e as dimensões do foco determinam a espessura mínima de corte. A espessura de corte é determinada pela largura da aquisição de dados em equipamentos multicorte. Nos sistemas de aquisição

multicorte helicoidal a largura nominal do corte não depende da largura de aquisição ou do *pitch* (PROKOP, 2003).

A colimação em equipamentos de TC é necessária porque deixa passar os feixes de raios X de interesse para a construção da imagem clínica e que atravessam o corpo do indivíduo sem sofrerem desvios significativos. Assim, os detectores captam somente a radiação de interesse e os colimadores permitem selecionar a direção e o tamanho da abertura para passagem do feixe. Os colimadores podem estar posicionados tanto na saída do tubo de raios X quanto na entrada dos detectores (caso de multicorte). Nos equipamentos multicorte a cobertura do eixo do Z por rotação é dada pelo produto do número de detectores ativos pela colimação (Figura 02 direita). Nos tomógrafos monocorte a largura nominal do corte a ser usada segundo o eixo dos ZZ é determinada pela colimação (Figura 02 esquerda).

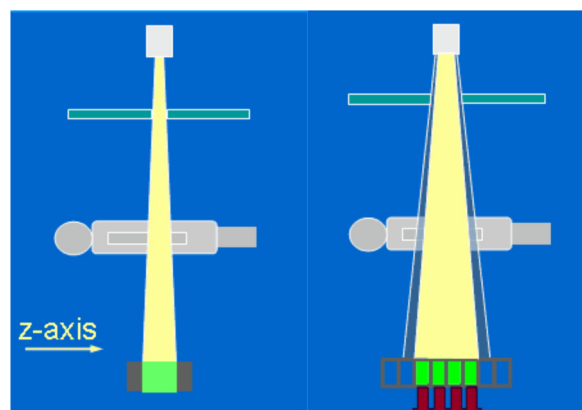


Figura 02 – Colimação do feixe de raios X de um sistema monocorte (esquerda) e um sistema multicorte (direita).

No sistema multicorte a colimação é determinada pelo produto de detectores ativos (4 de 8 neste exemplo), enquanto no sistema monocorte é a largura nominal do corte a ser usada segundo o eixo dos Z.

O deslocamento da mesa é dado por um parâmetro chamado *pitch* (passo), e é útil em exames tomográficos porque corresponde ao deslocamento da mesa durante o exame. Para equipamentos helicoidais é definido como a relação entre o deslocamento axial da mesa por rotação do tubo (T) e a espessura nominal de corte (h) (LIMA, 2005). Como os equipamentos multicorte usam uma fila de detectores na aquisição de dados, o conceito de *pitch* é diferente do que nos equipamentos axiais. Aqui é utilizado o conceito de passo efetivo, que é a razão entre o deslocamento da

mesa (i) e o produto da espessura da seção (d) pelo número de seções adquiridas (n) simultaneamente. A equação abaixo mencionada reflete o fator *pitch* ou simplesmente *pitch* (Equação 01):

$$p = \frac{i}{nd} \quad \text{Equação 01}$$

A escolha do *pitch* varia entre 1 e 2, e é decidida no momento do exame baseado em considerações clínicas. Se o *pitch* for igual a 1 a mesa avança uma distância idêntica à espessura da seção durante uma rotação de 360°. Quanto maior o *pitch* menor a sobreposição, o que acarreta em doses menores. Este procedimento é recomendado pelos protocolos europeus, porque aumenta a cobertura do eixo Z durante uma única rotação do tubo. Entretanto, quando se usa um *pitch* menor do que 1 o deslocamento da mesa é menor do que a espessura de colimação, aumentando a sobreposição ao longo do eixo Z e conseqüentemente o aumento da dose.

Pacientes de diferentes tamanhos (massa) exigem personalizações no trato com a radiação ionizante. Isso porque pacientes de tamanhos maiores necessitam de técnicas mais elevadas para se ter o mesmo resultado do que pacientes menores. Quando se trabalha com radiografias, estas diferenças são levadas em consideração. Entretanto quando se tratava de tomografia computadorizada não se fazia distinção em diferentes tamanhos de pacientes. Nos equipamentos mais modernos foi introduzido o conceito de modulação de corrente do tubo de raios X (mA). Equipamentos de vários modelos e marcas usam métodos diferentes para realizar essa modulação. Há o método mais básico em que avalia-se somente o eixo X ou pela rotação. Nos *softwares* mais modernos permite-se fazer a combinação de diversos métodos. Os sistemas de modulação operam considerando o levantamento topográfico do paciente durante a primeira varredura para definição de parâmetros da TC. Assim é possível fazer a avaliação do tamanho de cada região anatômica a ser estudada e da atenuação que cada seção sofrerá, como demonstrado na Figura 03 (LEWIS, 2005).

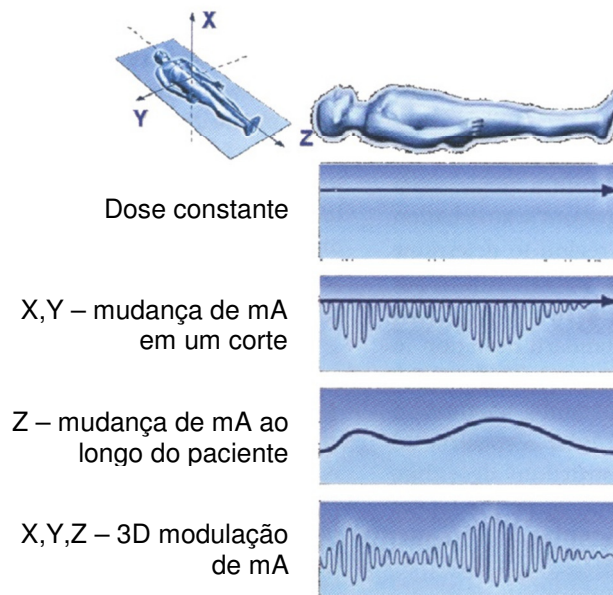


Figura 03 – Demonstração do princípio de Auto mA método do mA inteligente usado por GE Healthcare MSCT (MAHESH, 2009)

Os fatores de processamento da imagem estão relacionados com o campo de visão, matriz de reconstrução e os filtros computacionais utilizados no equipamento de TC. O campo de visão, também é chamado de FOV (*field of view*) é selecionado pelo técnico antes do início do exame. É o diâmetro da área a ser visualizada, ou o diâmetro máximo em que a imagem é reconstruída.

A matriz de reconstrução é o arranjo dos pixels numa tabela de linhas e colunas na imagem reconstruída. O número total de pixels numa imagem é o produto do número de pixels atribuídos à dimensão horizontal com atributo à dimensão vertical da matriz de reconstrução. Normalmente esta se situa entre 512 X 512. O tamanho dos pixels em TC é determinado dividindo-se o FOV pelo tamanho da matriz de reconstrução.

Os filtros utilizados em TC são filtros matemáticos utilizados pelo operador do equipamento ou médico radiologista. Existem diferentes tipos de filtros que podem ser utilizados. Cada fabricante desenvolve sua própria seleção de filtros. Porém o objetivo dos filtros computacionais são sempre o de melhorar a imagem de tomografia para o melhor diagnóstico possível. Pode-se resumir que os objetivos dos filtros são basicamente o de melhorar a resolução espacial, de baixo e alto contraste e minimizar o ruído. Encontrar o equilíbrio entre contraste e ruído é uma busca constante dos programadores de algoritmos para equipamentos médicos. Por exemplo, alguns filtros são frequentemente utilizados na reconstrução de imagens

em que se pretendem detalhes finos. No entanto aumentam os níveis de ruído da imagem, tais como os filtros para o realce de bordas. Alguns filtros, como para os tecidos moles (cérebro, por exemplo), oferecem alguma suavização, que diminui o ruído na imagem, mas também diminuem a resolução espacial. A escolha do melhor filtro é efetuada pelo radiologista tendo em conta o objetivo clínico.

3 DOSIMETRIA EM TC

Com o crescimento do uso da TC em todo o mundo aumenta-se também a preocupação com a dose depositada nos pacientes. Concomitantemente as diferenças na dosimetria em TC devem ser consideradas quando se objetiva a otimização, especialmente em pacientes pediátricos. A TC se utiliza de grandezas dosimétricas comuns na radiologia, mas também exigem-se grandezas específicas, como será tratado neste capítulo.

3.1 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Para que se possa conhecer e analisar os Níveis de Referência em Diagnóstico (NRD) faz-se necessário a compreensão das grandezas dosimétricas comumente usadas em radiologia. Como ferramenta de garantia de qualidade, os NRDs são usados em nível de investigação para consulta e não devem ser usados como valores exatos para restrição de dose. Para que não haja exposição desnecessária, exames não justificados e doses que não contribuem para a proposta clínica, os NRDs têm como objetivo indicar e iniciar a otimização no setor de radiodiagnóstico; bem como nortear possíveis doses demasiadamente altas e que exigem investigação por parte dos responsáveis.

A influência da radiação ionizante em um determinado meio precisa ser avaliada, e portanto foram criadas grandezas físicas e de proteção. As grandezas dosimétricas mais comuns são:

1. Dose absorvida ou dose (grandeza física)
2. Dose equivalente (grandeza de proteção)
3. Dose efetiva (grandeza de proteção)

3.1.1 Dose Absorvida

A grandeza física básica utilizada em proteção radiológica é a *dose absorvida*, D_t . É a energia média depositada em um órgão ou tecido definido, t , dividida pela massa daquele órgão, dada pela expressão:

$$D_t = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad \text{Equação 02}$$

Onde $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante em um meio de massa dm . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o *gray* (Gy).

3.1.2 Dose Equivalente

A qualidade da radiação (tipo e energia) faz com que os efeitos da radiação mudem para uma mesma dose absorvida. Portanto, foi criado um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos em diferentes qualidades da radiação. Desta forma, algumas qualidades de radiação são mais eficientes em causar efeitos estocásticos do que outras. Por conseguinte, foi introduzida a grandeza de *dose equivalente*, H_t , que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido (D_t), multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação, w_R , relativo ao tipo e energia da radiação incidente R , ou seja:

$$H_t = D_t \cdot w_R \quad \text{Equação 03}$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para evitar confusão com a dose absorvida, a unidade para dose equivalente recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

A ICRU 60 (*International Commission on Radiological Protection*) estipulou valores de peso da radiação, w_R , com base nos valores de Eficácia Biológica Efetiva

(RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos à baixas doses. Os valores de peso da radiação estão relacionados à radiação emitida por radionuclídeos depositados internamente no corpo ou à radiação externa incidente sobre o corpo, que é o caso dos exames de radiologia com o uso de radiação ionizante.

3.1.3 Dose Efetiva

A dose efetiva, E , é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expresso por:

$$E = \sum_t w_t \cdot H_t \quad \text{Equação 04}$$

Onde w_t é o fator de peso do tecido t , e H_t é a dose equivalente a ele atribuída. No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa por J/kg, mas recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

Devido ao fato desta grandeza estar relacionada aos potenciais riscos à saúde a dose efetiva é utilizada na investigação de casos de superexposição ou na justificativa de uma prática. A estimativa desta grandeza é uma etapa importante na avaliação do detrimento à saúde, relacionado a determinada prática:

- Efeitos determinísticos: dose absorvida nos lugares mais intensamente irradiados, na superfície do corpo (dose na pele do paciente).
- Efeitos estocásticos: a dose média absorvida em tecidos ou órgãos individualmente de acordo com a ICRP 60.

Como explicado anteriormente, a dose absorvida no órgão (D_t) é definida pelo ICRP 60, e é um indicador do C_w para órgãos completamente localizados dentro da região irradiada durante um exame tomográfico, que será explicado adiante (NAGEL, 2002).

3.2 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS ESPECÍFICAS DE TC

A tomografia computadorizada é uma modalidade de exame de imagem diferente das modalidades projetionais (fluoroscopia, mamografia, radiografia). As modalidades projetionais são feitas com exposição em uma ou duas posições do tubo de raios X, enquanto a TC realiza exposições através de múltiplas projeções fechando um círculo de 360° em torno do corpo do paciente, até cobrir o volume anatômico desejado para estudo (Figura 04). Por causa desta diferenciação a distribuição de dose em TC é diverso do que ocorre nos exames projetionais.

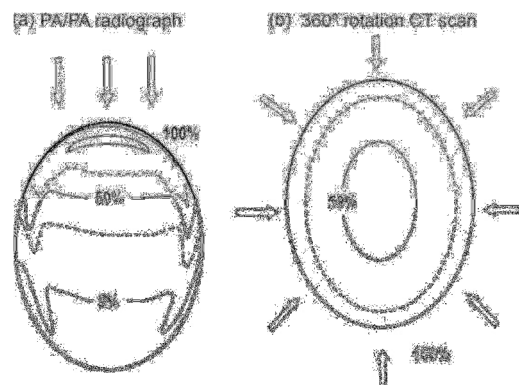


Figura 04 – Comparação da distribuição de dose dentro do cérebro para uma radiografia de crânio PA (a) e tomografia de crânio (b). As doses são mostradas em relação à dose de entrada. As setas indicam os sentidos de feixes de raios X incidentes (MARTIN, 2008).

Devido a essas peculiaridades alguns órgãos de saúde de diversos países vêm tentando definir grandezas dosimétricas específicas para TC. Com isso, em 1981, o FDA (*Food and Drug Administration*) propôs o uso de dois conceitos específicos de TC, a dose média em múltiplos corte (MSAD) e o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI). Nos exames projetionais a dose depositada em um órgão ou tecido diminui com o aumento da profundidade que alcança no paciente. Em TC ocorre de forma diferente, pois a distribuição é simétrica, ou seja, em um objeto cilíndrico reto e homogêneo todos os pontos localizados a certa distância do centro (em um mesmo raio) absorvem a mesma dose.

A distribuição da dose em TC está relacionada com o perfil de dose produzido ao longo do eixo longitudinal do *gantry*. O perfil de dose, ou perfil de radiação, é a distribuição de dose ao longo do eixo longitudinal do *gantry* ou eixo do

paciente. A Figura 05 ilustra um perfil de dose produzido por uma varredura, em que pode ser observado as caudas de espalhamento, que são compostas pela radiação espalhada, e não contribuem para a produção da imagem, mas sim com a dose do paciente. A porção central do perfil é composta predominantemente pela radiação primária, que contribui para a produção da imagem.

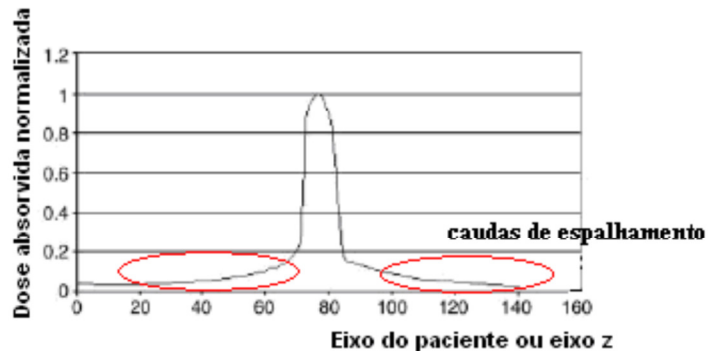


Figura 05 – Ilustração de um perfil de dose (FERREIRA, 2010).

Quando são feitas varreduras sucessivas, as caudas de espalhamento se sobrepõem de um perfil de dose para o outro, o que acarreta em soma de perfis de dose. A Figura 06 ilustra a sobreposição de perfis de dose, que neste caso é chamado de perfil de dose de múltiplas varreduras. Uma varredura é composta de um ou mais cortes de TC. A variação depende do modelo de corte do equipamento usado. (tomógrafos de único corte ou tomógrafos de múltiplos cortes).

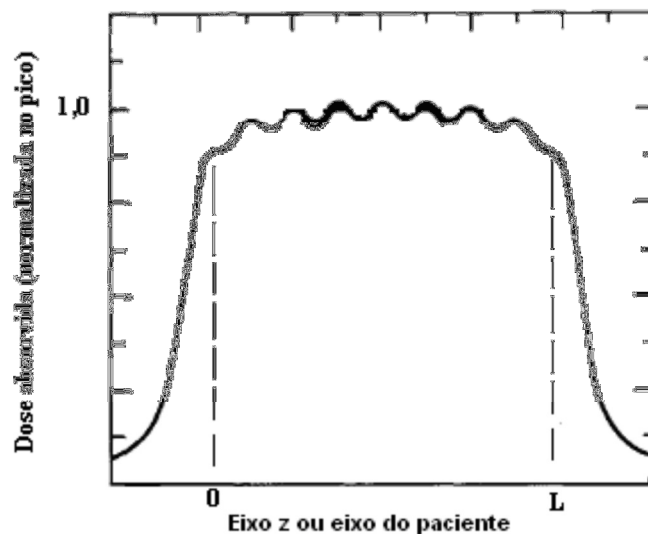


Figura 06 – Ilustração do resultado da distribuição de dose ao longo do eixo do paciente devido a múltiplas varreduras. Essa nova distribuição de dose é chamada de perfil de dose de múltiplas varreduras (FERREIRA, 2010).

Desde a introdução da TC no uso de diagnóstico médico houve uma preocupação com o método de dosimetria a ser utilizado em um modelo projecional tão diferente dos comumente usados. Durante algumas décadas usou-se as nomenclaturas de MSAD (*Multiple Scan Average Dose*), CTDI (*Computed Tomography Dose Index*), CTDI_w (*Computed Tomography Dose Index Weighted*), CTDI_{vol} (*Computed Tomography Dose Index Volumetric*) e DLP (*Dose-length product*). Esta nomenclatura ainda é utilizada por muitos países e centros de pesquisa, e pode ser encontrada em muitos estudos recentes sobre o assunto (RODRIGUES, 2012). Entretanto a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), em conjunto com a Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas (ICRU) introduziu novas nomenclaturas, numa tentativa de modernizar os conceitos utilizados a novos conhecimentos adquiridos sobre a física das radiações ao longo dos últimos anos. Estas novas grandezas estão baseadas em função do kerma (*kinetic energy released per unit mass*) e são elas: “a dose média devido a múltiplas varreduras (MSAD); o índice ponderado de kerma (C_w), que tem por finalidade medir o índice de kerma dentro de objetos simuladores; o índice de kerma volumétrico, (C_{vol}); o produto kerma-comprimento, ($P_{KL, ct}$) que fornece o kerma em toda a área irradiada durante a obtenção da imagem tomográfica; a dose efetiva E estimada a partir do $P_{KL,CT}$ em função de um coeficiente k , onde os valores de k são dependentes somente da região do corpo irradiada (AAPM, 2008).

Entretanto, o uso de ambas as nomenclaturas é utilizada nos centros de pesquisa e em artigos publicados. Não é possível ainda afirmar qual das duas formas é mais correta, porém é possível afirmar que com o passar do tempo os pesquisadores poderão migrar para a nova nomenclatura, por ser mais próximo dos conceitos teóricos da física das radiações.

3.2.1 Nomenclaturas Antigas

A dose média em cortes múltiplos - MSAD (*Multiple Scan Average Dose*) é definida como a dose média em um corte no centro da câmara de ionização tipo lápis, relativa a uma série de cortes tomográficos, apresentada pela Equação 5,

onde i é o incremento da mesa e $D_{N,d}$ é a dose decorrente de N cortes em função da posição (IAEA, 2007; BRASIL, 1998).

$$MSAD = \frac{1}{i} \int_{-d/2}^{d/2} D_{N,d}(z) dz \quad \text{Equação 05}$$

A Figura 07 mostra o perfil de dose de múltiplas varreduras e a região na qual é obtido o valor do MSAD.

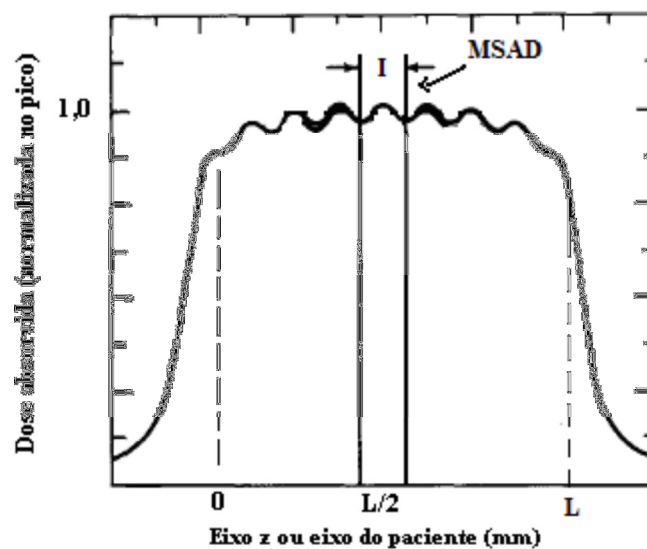


Figura 07 – Ilustração do perfil de dose de múltiplas varreduras, onde L é o valor do comprimento da região a ser visualizada e I , distância entre varreduras adjacentes, é a região aonde é obtido o valor do MSAD (FERREIRA, 2010).

O MSAD é utilizado no Brasil como parâmetro de controle de qualidade pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), para determinar as doses absorvidas representativas nos procedimentos clínicos em adultos típicos (ANVISA, 2005). A ANVISA não possui critérios de qualidade de dose em pediatria, somente em adultos. Estes critérios foram definidos na Portaria 453/98 do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998) e ainda não passaram por uma revisão oficial desde então.

A medida do Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI) pode ser realizada com um único corte para se fazer a medição do MSAD. Isso porque a razão entre a leitura dada pela câmara de ionização e o incremento da mesa, ou seja, a exposição média do corte central de uma série de cortes é equivalente à

medida da exposição multiplicada pela espessura de corte único (JUCIUS et. al., 1977).

CTDI é definido como a dose absorvida decorrente da integração de um perfil de dose, gerado em um determinado ponto do plano xy, normalizada pela espessura total do feixe de raios X. O valor de CTDI pode ser calculado através da Equação 06:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad \text{Equação 06}$$

onde:

$D(z)$ = dose absorvida na posição z em um determinado ponto do plano xy;

n = número de cortes simultâneos realizados por varredura;

T = espessura de um corte tomográfico medida no isocentro.

A Equação 07 mostra a relação entre o CTDI e o MSAD para tomógrafos axiais. Pesquisadores têm afirmado que o valor de CTDI pode ser obtido pelo valor de MSAD, entretanto o CTDI e o MSAD só são equivalentes se o incremento da mesa é igual à espessura de corte.

$$MSAD = CTDI \cdot \frac{nT}{i} \quad \text{Equação 07}$$

onde i é a distância entre varreduras adjacentes, ou incremento da mesa e T e n foram definidos na Equação 06.

Para o caso de tomógrafos helicoidais é observado que a relação entre MSAD e CTDI pode ser obtida através da Equação 08:

$$MSAD = CTDI \cdot \frac{1}{p} \quad \text{Equação 08}$$

onde p é chamado de fator de passo (*pitch*) como definido na Equação 01.

Por ser facilmente relacionado com o MSAD e pela necessidade da realização de uma única varredura, CTDI é a grandeza dosimétrica mais difundida em TC.

Para que seja possível medir o MSAD e o CTDI é utilizado um objeto simulador com orifícios para a introdução de dosímetro específico de TC. A geometria do objeto simulador pode variar e há diferentes formatos e tamanhos

disponíveis no mercado para compra e uso em TC (ICRU, 1992). O objeto simulador comumente usado possui dimensões entre 14 e 15 cm de comprimento e 16 cm ou 32 cm de diâmetro, geralmente sendo composto de PMMA (Polimetilmetacrilato) ou também chamado de acrílico. Este material é usado porque sua densidade é mais próxima do corpo humano (Figura 08). O objeto simulador com diâmetro de 16 cm é denominado objeto simulador da cabeça ou crânio por ser utilizado para simular esta região anatômica (Figura 09), entretanto pode ser utilizado na estimativa de dose de corpo em crianças. Já o objeto simulador de 32 cm de diâmetro é denominado de objeto simulador de corpo. Para medidas feitas diretamente no ar ($CTDI_{ar}$ ou $MSAD_{ar}$), o uso do objeto simulador é dispensado (EUR, 2004).

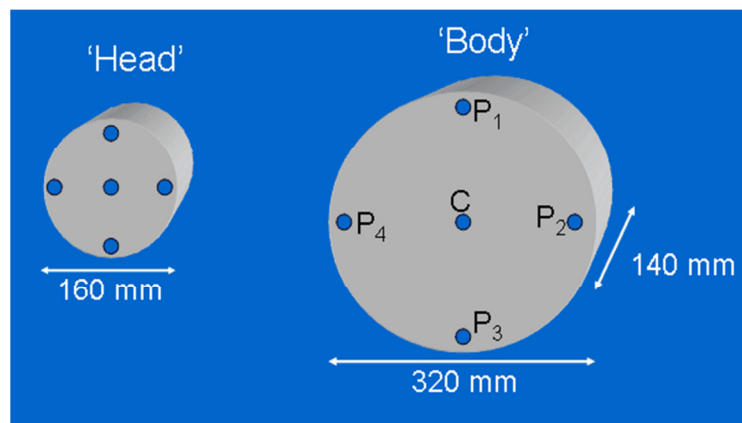


Figura 08 – Esquema das dimensões de objetos simuladores para dosimetria em TC



Figura 09 – Foto de um objeto simulador de cabeça para dosimetria em TC

O $CTDI_{100mm}$ refere-se à dose absorvida decorrente da integração de um perfil de dose numa distância igual a 100 mm. A Equação 09 mostra como calcular o $CTDI_{100mm}$.

$$CTDI_{100mm} = \frac{1}{nT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad \text{Equação 09}$$

A partir da medida do $CTDI_{100mm}$, é possível calcular o CTDI ponderado ($CTDI_w$). Essa variação do CTDI serve como indicador da dose média no plano xy. A Equação 10 calcula o valor de $CTDI_w$:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} \quad \text{Equação 10}$$

onde

$CTDI_{100,c}$ é o CTDI obtido no eixo (ou orifício) central do objeto simulador;

$CTDI_{100,p}$ é a média dos CTDI's obtidos nos quatro eixos (ou orifícios) periféricos do objeto simulador (P1, P2, P3 e P4 da figura 08).

Outro parâmetro muito adotado nos meios clínicos e de pesquisa para a avaliação de dose em pacientes é o índice de dose volumétrico ($CTDI_{vol}$), que ao contrário do $CTDI_w$, que representa a dose média no plano xy, leva em consideração também o eixo z. As Equações 11 e 12 mostram como calcular o $CTDI_{vol}$ através do $CTDI_w$ para tomógrafos axiais e helicoidais, respectivamente:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{nT}{i} \quad \text{Equação 11}$$

e

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{1}{p} \quad \text{Equação 12}$$

Como os laboratórios de calibração de dosímetros utilizam o kerma como parâmetro de calibração, a Agência Internacional de Energia Atômica incentiva a padronização das grandezas dosimétricas utilizadas em diagnóstico em função do kerma. Desta forma não ocorreria erros devido a diferenças conceituais e de medição.

O MSAD e o CTDI não levam em consideração, em suas definições, o comprimento do exame, somente as variações no eixo xy ou xyz. Portanto o DLP foi

criado levando em consideração a variação do comprimento L da região a ser estudada em procedimentos de TC. Portanto o DLP estima o risco associado a determinado procedimento, e estimar a dose efetiva (MCNITT-GRAY, 2002). A Equação 13 mostra como calcular o DLP:

$$DLP = CDTI_{vol} \cdot L \quad \text{Equação 13}$$

onde L é o comprimento da região a ser visualizada em procedimentos de TC.

3.2.2 Nomenclaturas Atuais

Como discutido anteriormente, a IAEA introduziu em 2007 uma nova terminologia para as grandezas dosimétricas de tomografia computadorizada, com base no conceito de kerma.

O índice de kerma no ar, $C_{a,100}$, apresentado na Equação 14, medido livre no ar para uma rotação do tubo em tomógrafos é o quociente da integral do kerma no ar ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do tomógrafo considerando o comprimento de 100 mm e T a espessura nominal do corte. A faixa de integração está posicionada simetricamente sobre o volume irradiado.

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad \text{Equação 14}$$

Para equipamentos multicortes deve-se considerar o valor NT que representa a espessura do feixe, sendo essa multiplicação a colimação do feixe, conforme apresentado na Equação 15.

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad \text{Equação 15}$$

O índice ponderado de kerma (C_w), representado pela Equação 16, é muito utilizado para medir o índice de kerma dentro de objetos simuladores. Essa medição é realizada através do posicionamento da câmara de ionização tipo lápis no orifício

central ($C_{PMMA,100,c}$) e periféricos ($C_{PMMA,100,p}$) do objeto simulador. Essa grandeza é equivalente ao antigo $CTDI_w$.

$$C_W = \frac{1}{3} \cdot C_{PMMA,100,c} + \frac{2}{3} \cdot C_{PMMA,100,p} \quad \text{Equação 16}$$

A grandeza ${}_n C_W$, representa o valor de C_w e/ou de $C_{a,100}$ normalizado para o produto do tempo de exposição por unidade da corrente do tubo (P_{It}), representada pela Equação 17.

$${}_n C_W = \frac{C_w}{P_{It}} \quad {}_n C_{a,100} = \frac{C_{a,100}}{P_{It}} \quad \text{Equação 17}$$

Para medir o índice de kerma volumétrico, C_{vol} , antigo $CTDI_{vol}$, considera-se o *pitch*, segundo apresentado na Equação 18.

$$C_{vol} = \frac{C_w}{p} \quad \text{Equação 18}$$

O *pitch* é utilizado para aquisições helicoidais, ou pode ser calculado para aquisições axiais (sequenciais), através do incremento da mesa e espessura de corte, apresentado pela Equação 01.

O produto kerma comprimento, PKL_{CT} , antigo DLP (Equação 13), é calculado através da Equação 19, onde o índice j representa cada sequência ou série de varreduras helicoidais que fazem parte do exame, l_j , representa a distância varrida do paciente e P_{Itj} é a carga do tubo para uma única varredura axial.

$$PKL_{CT} = \sum_j {}_n C_{volj} \cdot l_j \cdot P_{Itj} \quad \text{Equação 19}$$

A Tabela 01 trás a comparação das nomenclaturas antigas e atuais. Como comentado anteriormente não há uma forma correta e uma errada, ou uma boa e uma ruim das nomenclaturas em TC. A comunidade de física médica ainda está em discussão da melhor forma de se apresentar essas nomenclaturas. Enquanto não se chega a um consenso, qualquer uma das duas formas pode ser usada e aceita.

Tabela 01 – Comparação da Nomenclatura Antiga (IEC) e Nova (IAEA) usada em Tomografia Computadorizada

Quantidade	Nomenclaturas atuais	Nomenclaturas antigas
Medida livre no ar		
Índice de dose em TC	$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz$	$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$
Medidas no objeto simulador		
Índice de dose em TC ponderada	$C_w = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p})$	$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p}$
Índice de dose em TC ponderada normalizada	nC_w	$nCTDI_w$
Índice de dose em TC volumétrica	$C_{vol} = \frac{C_w}{p}$	$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{1}{p}$
Produto kerma comprimento	$P_{KL,CT} = \sum_j nC_{vol,j} l_j P_{It_j}$	$DLP = CTDI_{vol} \cdot L$

3.3 MEDIDAS DE DOSE

A medida do C_w é geralmente realizada em simuladores cilíndricos de PMMA (polimetilmetacrilato) com diâmetros de 16 e 32 cm, representativos da cabeça e corpo respectivamente. Esses objetos simuladores possuem cinco orifícios paralelos em profundidade e tem por finalidade a inserção de dosímetro apropriado para tomografia. Durante a dosimetria, quando um dos orifícios está preenchido com o dosímetro, o restante dos orifícios precisam ser preenchidos pelo mesmo material do objeto simulador, para que não haja distorções nas medidas das grandezas dosimétricas. Esse preenchimento é feito com pequenas hastes de PMMA (NAGEL, 2002). Os orifícios estão dispostos um ao centro, e os outros quatro na periferia a 1 cm da superfície do material a um ângulo de 90° em relação aos vizinhos, como demonstra a Figura 10.

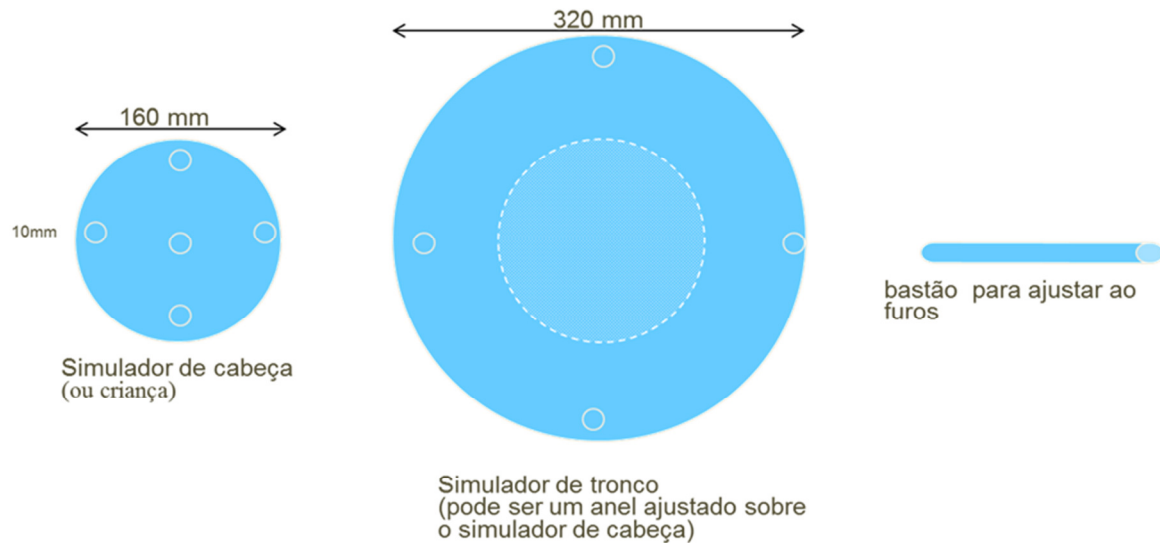


Figura 10 – Representação dos simuladores de dose em TC

Para radiografia e fluoroscopia, os indicadores de dose primária (K_i e DAP, respectivamente) baseiam-se nas medidas de saída do tubo de radiação, enquanto que para TC os indicadores (C_{vol} e $P_{KL,CT}$) baseiam-se na saída do tubo e absorção no objeto simulador de tamanho padrão. Estes indicadores de dose TC quantificam a quantidade de radiação gerada pelo equipamento durante um exame clínico. Uma vez que os objetos simuladores padronizados utilizados para as medições não são bons modelos de paciente de tamanhos variados, de uma criança a adulto grande, C_{vol} e $P_{KL,CT}$ nunca devem ser usados como uma estimativa da dose no paciente durante um exame de TC.

O C_{vol} foi definido na Equação 18 para indicar a saída de radiação de uma tomografia medida em um objeto simulador especificamente definido. É apropriado para comparar a produção de radiação em diferentes *scanners*. Como tal, C_{vol} é afetado por muitos parâmetros de digitalização: corrente do tubo, tempo de rotação, densidade, tensão do tubo, localização do objeto simulador em relação o detector, ponto focal do tubo de raios X e a forma, espessura e material do filtro. O C_{vol} pode ser considerado um índice de dose do equipamento de TC (STRAUSS, et. al., 2009).

Dose de radiação em um exame clínico de TC é determinada pela quantidade de energia depositada nos locais dentro do corpo do paciente. Assim, uma estimativa da dose do paciente pode ser determinada pelo ajuste C_{vol} usando um fator de conversão que é responsável pela atenuação do corpo do paciente, que, por sua vez, está em função do tamanho do corpo, em comparação com as

propriedades de atenuação do objeto simulador padrão. Supondo que os valores exibidos de índice de kerma para digitalizar um abdômen baseiam-se no objeto simulador de 32 cm, a dose estimada de um paciente adulto é semelhante à C_{vol} exibida. A dose estimada do paciente pediátrico em exame abdominal será aproximadamente três vezes maior do que o C_{vol} , enquanto a dose abdominal de adulto será cerca de 70% de C_{vol} (AAPM, 2011). Entretanto, quando o equipamento exibe C_{vol} baseado no objeto simulador de 16 cm, a dose estimada abdominal ao paciente pediátrico será apenas 1,5 vezes maior do que C_{vol} . É imperativo que o operador saiba qual dos dois objetos simuladores o equipamento está utilizando para cada tipo de exame clínico ao exibir C_{vol} .

Um conjunto de fatores de conversão foram derivados para converter C_{vol} para uma estimativa de dose específica de tamanho (SSDE) para crianças, adultos e adultos grandes recebidos em tomografia computadorizada (AAPM, 2011). Estes fatores foram derivados usando quatro metodologias independentes para estudar as propriedades de atenuação dos pacientes. Quando os dados de quatro metodologias foram combinados, uma relação logarítmica entre o diâmetro efetivo do paciente e o fator de conversão normalizado foi encontrado, dando um único conjunto de fatores de conversão entre 80 e 140 kVp (AAPM, 2011). Os fatores de correção são atualmente limitados a variações no tamanho do paciente para o corpo. A precisão da estimativa SSDE em função do tamanho do paciente é para ser dentro de 20%. O SSDE fornece uma estimativa de dose do paciente que pode auxiliar na atribuição de riscos que resultam da tomografia computadorizada pediátrica, conforme será discutido na seção 5.5. Isso permite que o radiologista e o tecnólogo de radiologia possam usar o SSDE para melhor avaliarem a dose de radiação entregue aos pacientes pediátricos. O cálculo do SSDE é relativamente simples com o uso de tabelas baseada na espessura do paciente. Por exemplo, se a medição eletrônica da imagem de projeção digitalização do paciente dá uma dimensão lateral de 12,3 cm e o C_{vol} exibido é 5,4 mGy baseado no objeto simulador de 32cm, a tabela dá um fator de correção de 2,5 para um paciente de 12 cm. O tamanho estimado de dose específica para o paciente é dado pela equação abaixo:

$$SSDE = 5,4(mGy) \cdot 2,5 = 13(mGy) \quad \text{Equação 20}$$

É importante notar que o SSDE não deve ser usado para calcular um $P_{K,L}$ modificado nem para calcular a dose efetiva usando fatores de conversão disponíveis atualmente (AAPM).

Como dito anteriormente, o conceito de $P_{KL,CT}$ incorpora tanto o C_{vol} , quanto o comprimento total digitalizado. Isso se deve ao fato de esta ser a medida que mais se aproxima em relação ao risco. Entretanto, algumas considerações sobre o $P_{KL,CT}$ devem ser observadas, porque afetam o comprimento total de varredura:

- O tamanho do paciente terá influencia sobre o comprimento total de varredura. Um paciente mais alto produzirá um $P_{KL,CT}$ maior, mas isso não acarreta maiores doses no órgão;
- O ponto de escolha de início, fim e paradas ao longo do exame devem ser definidas por fatores clínicos. Entretanto, em crianças pequenas podem ter um efeito crítico sobre a dose no órgão, na borda da área de interesse;
- Fatores técnicos influenciam as bordas da área de interesse, que são irradiadas no início e fim da varredura para que possam ser devidamente incorporadas ao exame. Entretanto dependendo do tipo de *scanner*, configuração de largura de feixe nominal e o campo, como um tipo específico de *scanner* poderão resultar em dose adicional porque o prolongamento de varredura é influenciado pela largura do feixe e o *pitch* escolhido;
- O número de fases do exame pode afeta a dose no órgão dentro do volume irradiado. Se um *scanner* usa duas fases para a varredura, então a dose poderia dobrar no órgão irradiado;
- A escolha do objeto simulador computacional disponível no equipamento influencia os índices de dose entregue ao paciente. Esta escolha é feita pelo operador e deve ser observada para qual exame e paciente é definida. Portanto, o objeto simulador de cabeça pode ser escolhido para todos os protocolos pediátricos ou pode ser o objeto simulador de 32 cm para protocolos de corpo. O FOV também pode ser selecionado, ao invés de cabeça ou corpo.

Medidas de dose no órgão não podem ser realizadas diretamente no paciente e requerem, de modo geral, o uso de simulações computacionais ou

simuladores antropomórficos nos quais são inseridos dosímetros termoluminescentes (TLDs), que quando expostos à radiação absorvem sua energia, sendo esta posteriormente evidenciada através de leitura apropriada.

Os valores de dose no órgão não podem ser medidos diretamente em vivo, por limitações técnicas. Entretanto é possível fazer uma estimativa da dose no órgão através de objetos simuladores antropomórficos ou por simuladores matemáticos computacionais. Nos últimos anos os simuladores computacionais têm evoluído e se tornado cada vez mais fiéis ao corpo humano, tornando seus resultados muito mais confiáveis do que os primeiros objetos simuladores matemáticos, quando a computação ainda carecia de ferramentas mais potentes. Entretanto esses objetos simuladores computacionais utilizam somente o ser humano padrão, em sua maioria, de adultos. Alguns grupos de pesquisa vêm desenvolvendo modelos computacionais para pediatria (CALDOSE, 2014) em tomografia computadorizada. Mesmo assim, ainda são formulados para o ser humano padrão, sendo que as variações anatômicas extensas de diferentes grupos humanos não podem ser inseridas nos programas. Desta forma, somente uma estimativa de dose no órgão pode ser feita para pacientes que não são de tamanho padrão. Em pediatria esta consideração é ainda mais complicada, devido ao fato de as variações de tamanho e peso dos pacientes serem muito maiores e de difícil avaliação.

Os simuladores por Monte Carlo (MC) se utilizam de coeficientes de conversão, que são tabelados, para cada órgão. Entretanto esses coeficientes não são constantes e variam com os parâmetros responsáveis pelas doses em pacientes que se submetem a exames de TC. Esses parâmetros estão associados à faixa de frequência e intensidade do feixe de raios X utilizado, às condições geométricas do equipamento, à seleção de protocolos de exames e às dimensões anatômicas do paciente (DAROS, 2005; COSTA, 2007). Cada método de cálculo de dose órgão se utiliza de um parâmetro de entrada para a simulação computacional. Em sua maioria o parâmetro de entrada é o C_w , entretanto pode-se encontrar simuladores que utilizam o C_{vol} ou $P_{KL,CT}$ como parâmetro de entrada, além dos parâmetros do exame e modelo do equipamento. A dose efetiva é um dos valores de saída na simulação por MC, assim como a dose em diversos órgãos e o risco de incidência e mortalidade por câncer. A Comissão Europeia (EUR, 2000) publicou um conjunto de fatores de conversão para diferentes regiões do corpo para adultos para realizar o cálculo de dose efetiva a partir dos valores de produto kerma comprimento ($P_{KL,CT}$).

De acordo com Nagel (2002), a dose no órgão por exame é obtida pelo somatório das contribuições de dose de todos os cortes, dentro de uma área, conforme mostrado na Equação 21.

$$D_t = \frac{1}{p} \cdot C_w \cdot \sum_{-z}^{+z} f(\text{órgão}, z) \quad \text{Equação 21}$$

onde

$f(\text{órgão}, z)$ é o coeficiente de conversão do órgão específico, para uma localização específica no eixo de rotação,

+z e -z são os limites superior e inferior de extensão do estudo,

p é o valor do fator de passo.

Ainda segundo Nagel (2002), a avaliação da dose efetiva é importante porque está relacionada ao risco de incidência e morte por câncer em pacientes submetidos a exames radiológicos. Isso porque se é multiplicado o coeficiente de risco do órgão pela dose no órgão encontra-se a probabilidade de indução de câncer pela radiação.

A garantia da qualidade em exames de TC é uma exigência da Vigilância Sanitária, prevista pela Portaria 453/98 (BRASIL, 1998) e uma necessidade operacional na prática clínica. O controle de qualidade em TC tem como objetivo garantir que toda imagem gerada por TC com propósitos de diagnóstico clínico deve ter os requisitos mínimos de qualidade da imagem. Além disso, a recomendação é que a imagem deve ter a quantidade de informações necessária para o melhor diagnóstico e ainda manter as doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. Entretanto, a aplicação de protocolos estabelecidos para pacientes adultos em exames pediátricos pode comprometer essa expectativa (DAROS, 2005; COSTA, 2007), devido às diferenças anatômicas e de desenvolvimento.

3.4 ESTIMATIVA DE RISCO

A indução do câncer causada pela radiação ionizante é o grande temor da população quando se trata de exposição, e que pode surgir muitos anos após uma pessoa ser irradiada, e é chamado de efeito estocástico. Em Hiroshima, o tempo de latência para que o câncer aparecesse foi de 2 ano entre a exposição à radiação e a detecção por leucemia. O pico de cânceres na população foi de 7 (± 1) anos após a explosão da bomba, lançada ao fim da Segunda Grande Guerra (OKUNO, 2009). Esse foi o caso para casos de leucemia, mas no caso de cânceres sólidos, o tempo de latência pode ser de mais de 50 anos, como demonstrado na Figura 11.

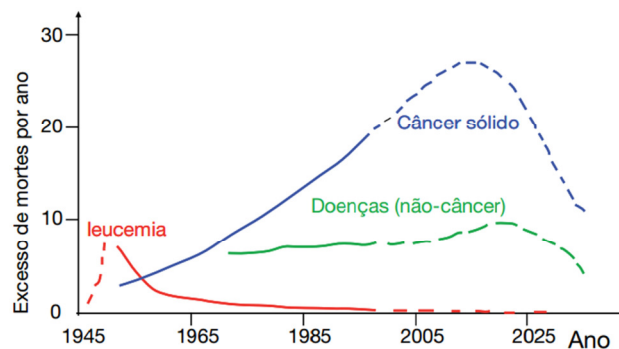


Figura 11 – Mortalidade relacionada à radiação ionizante no estudo do tempo de vida (*life span study*) com os sobreviventes das bombas atômicas acompanhados de 1950 a 1997 (OKUNO, 2009).

O conceito de detrimento foi introduzido pela ICRP, quando diversos tipos de cânceres começaram a apresentar curas, em tratamentos. Detrimento é um conceito introduzido no lugar de morte ou incidência de câncer e é definido como medida de dano total à saúde experimentado por um grupo de pessoas e seus descendentes devido à exposição à radiação. Esse conceito leva em consideração diversas probabilidades, isto é, a probabilidade de uma pessoa ter um câncer fatal, com a chance de não ter um câncer fatal e de que possa ser acarretado de efeitos hereditários, além de anos de vida perdidos.

A informação epidemiológica obtida é diversa para a população exposta a altas taxas de dose, como é o caso de uma bomba atômica, e aquela em que indivíduos são expostos em exames radiológicos. Portanto a ICRP levou em consideração que os efeitos causados pela radiação para esses dois tipos de situação necessitam de conclusões e análises diferentes. Isso porque, a proteção

radiológica tem propósitos variados na estimativa das consequências à exposição a radiação. Entretanto o estudo epidemiológico de populações expostas a altas taxas de dose são importantes para se conhecer os mecanismos biológicos dos efeitos da radiação tanto para altas taxas, quanto para baixas taxas. Contudo o tempo de rastreamento destas populações é bastante alto e dificulta a estimativa de risco em longo prazo, por não ter dados completos de todas as fases em que a radiação possa causar efeitos; tanto na população exposta propriamente dita, quanto nos descendentes desta. Além disso, as populações estudadas e que foram expostas nunca são as mesmas àquelas em que o risco é estimado, portanto, os resultados são transferidos de população para população (ICRP, 1996).

Portanto, a ICRP decidiu denominar este risco de *risco nominal*. A estimativa de risco nominal é associada a uma Dose Efetiva, em relação ao “tempo de vida” atribuído a um câncer fatal ou sérios efeitos hereditários na descendência dos indivíduos expostos (ICRP, 2007). Esta relação é feita através de coeficientes tabelados pela ICRP, e são válidos para toda a população.

Os efeitos estocásticos são atributos do detrimento, isto é, pondera-se o coeficiente de probabilidade de fatalidade em cada órgão ou tecido e considera-se a diminuição da expectativa de vida por cânceres fatais e não fatais que podem ocorrer ao longo da vida, e ainda as desordens hereditárias. Apesar de a radiação ser um dos agentes carcinogênicos mais estudados, o efeito de baixas doses é pouco claro. Entrementes, as evidências não sugerem um limiar mínimo em que a radiação não cause efeitos estocásticos, utilizando dados epidemiológicos em estudos específicos (UPON, 2003). Os valores de dose efetiva em radiodiagnóstico estão dentro dos limiares de baixas doses.

Não obstante, a variação de doses em órgãos, a dose efetiva coletiva e o coeficiente de detrimento nominal são indicadores razoavelmente confiáveis no que concerne ao detrimento da população exposta ao diagnóstico médico (UNSCEAR, 1993). Apesar da confiabilidade dos parâmetros, as estimativas procedentes da epidemiologia com o uso dos coeficientes aqui expostos, só devem ser usados em indivíduos típicos da população e não daqueles em que não se encaixam nestes descritores. Neste entremeio, os dados obtidos com indivíduos não típicos podem fornecer uma base semi-quantitativa para análise das consequências prováveis da dose da população exposta.

O risco biológico estimado para um determinado órgão é definido pela dose média neste órgão, utilizando dados publicados por organizações como a *International Commission for Radiological Protection*, o *Advisory Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations* e a *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*. A estimativa do risco quantitativo é caracterizada pela distribuição não uniforme da dose, o que ocorre na tomografia computadorizada. Apesar da dose ser considerada uniforme em dosimetria de objeto simulador, o mesmo não ocorre em paciente. Isso porque a estrutura anatômica não permite que a dose seja uniforme no corpo do paciente. Portanto o estudo do risco quantitativo se torna importante para a comparação e análise do risco/benefício a que o paciente é submetido em radiodiagnóstico.

3.5 NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO

Os Níveis de Referência em Diagnóstico definem os valores de referência comuns na prática clínica de diagnóstico médico utilizando raios X ou que estão anormalmente elevados e exigem uma investigação. Têm por definição:

“Níveis de dose na prática médica de radiodiagnóstico para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho médio ou em modelos-padrão para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica.” (EUR, 1999)

Embora os NRDs tenham o objetivo de controlar a dose recebida pelo paciente, não devem ser aplicados aos pacientes individualmente. Os valores de NRDs são realizados em grupos de pacientes com características físicas típicas ou em simulador-padrão e aplicados em procedimentos comuns de rotina. Entrementes, a radiação entregue ao paciente deve ser controlada, e o uso de NRDs é uma ferramenta valiosa. Uma dose alta, em comparação ao NRDs estabelecido, deve ser investigada e analisada pelo corpo clínico. Porém se uma dose for significativamente

menor do que os indicadores locais, também deve ser motivo de preocupação, pois a qualidade da imagem pode ser prejudicada, exigindo que novo procedimento seja realizado, o que acarreta em aumento da dose no paciente.

Portanto, a dosimetria em radiodiagnóstico se faz necessária para que tanto a dose seja a menor possível, mas que a qualidade da imagem seja respeitada para que o melhor diagnóstico seja feito com a menor dose possível, acompanhada das boas práticas. Uma forma adequada para avaliação dos protocolos de exame em pacientes é a avaliação contínua das grandezas dosimétricas específicas (EUR, 2004). O físico médico é responsável em realizar investigações no caso de doses excederem os limiares, em conjunto com o médico. Este último deve participar da investigação para que a justificativa do exame seja avaliada. Uma vez que se um procedimento é justificado em detrimento da dose, o diagnóstico é necessário neste caso e deve ser realizado.

Como dito anteriormente, os NRDs são estabelecidos através de objeto simulador padrão, ou com um grupo de indivíduos tipo, e não deve ser aplicado a pacientes individuais. Entretanto, se os valores de dose são continuamente excedidos, uma revisão dos protocolos deve ser realizada, procedimentos técnicos ou uma avaliação dos equipamentos utilizados deve ser feito. Assim ações corretivas podem ser implementadas e levar à otimização dos protocolos na prática clínica. Entretanto, exceder um valor de dose, não significa que um exame tenha sido realizado de forma errônea ou inadequada, por outro lado, valores de dose baixo em comparação aos NRDs pode não significar o uso das boas práticas. Em outras palavras, os níveis de referência em diagnóstico são limiares de referência e não valores fixos intransponíveis, e devem ser estabelecidos na realidade local (no próprio hospital ou centro de imagem) ou nacional, levando-se em conta os equipamentos e recursos humanos disponíveis para execução dos exames.

Uma vez que os NRDs sejam estabelecidos em cada equipamento, em cada uma das salas dos estabelecimentos responsáveis pela realização dos exames, devem ser avaliados periodicamente anualmente ou sempre que houver uma manutenção no equipamento. Também devem ser avaliados os valores de dose correspondentes aos níveis referência e revisados periodicamente para que possam ser reduzidos sempre que possível. Se os NRDs forem estabelecidos utilizando objeto simulador padrão, este deve estar disponível em todos os estabelecimentos responsáveis pela realização dos exames. No caso de avaliação das doses

diretamente nos pacientes, devem ser selecionados no mínimo 10 pacientes com biótipos típicos, normalmente com peso médio.

O programa de controle de qualidade abrange muitos aspectos, e a avaliação das doses nos pacientes submetidos a exames radiológicos é somente um destes aspectos. Portanto os programas de garantia de qualidade devem ser mantidos e revisados periodicamente, mesmo que os valores de dose nos pacientes estejam abaixo dos níveis de referência em diagnóstico estabelecido.

Atualmente as grandezas que fornecem uma indicação da dose na região de varredura e a exposição de um exame tomográfico completo são o C_w , C_{vol} e o $P_{KL,CT}$. Os equipamentos multidetectors fornecem ao operador uma medição do C_{vol} e/ou $P_{KL,CT}$ para cada sequência ou série de um estudo tomográfico.

Para se expressar a exposição de um indivíduo, relacionada a um estudo completo realizado com equipamento multidetector devem-se levar em conta a extensão da exposição e as exposições durante toda a sequência do exame. A grandeza que preenche todas estas condições é o produto kerma comprimento ($P_{KL,CT}$).

Estas grandezas podem ser usadas para todos os tipos de exame realizados tanto em equipamentos de tomografia sequenciais como naqueles que operam em modo helicoidal. O monitoramento de diferentes parâmetros é apropriado porque se tem avaliações diferenciadas, tanto do equipamento quanto do exame. O monitoramento do C_w permite controlar as variações técnicas de exposição, enquanto o controle do $P_{KL,CT}$ permite fazer a avaliação do volume irradiado e de toda a extensão da exposição para certo tipo de exame.

Em estudos realizados ao redor do mundo e em diversas instituições com levantamentos dosimétricos foi possível constatar que existem padrões variados de dose para um mesmo tipo de exame tomográfico (BASTOS, 2006). Portanto, é possível servir-se de valores compatíveis como um guia padrão de boas práticas utilizando técnica adequada no equipamento adequado, e assim níveis de referência, como um auxílio à otimização, podem ser especificados. Estes valores têm sido denominados de Valores de Referência de Dose (EUR, 1996), Níveis de Referência Diagnóstica (ICRP, 1996) ou Guia de Níveis (IAEA, 1996).

Os NRDs foram introduzidos na Europa pela legislação e o $P_{KL,CT}$ proposto como grandeza para seu estabelecimento na TC. A ICRP 73 (1996) recomenda o uso de NRD, introduzido para pacientes e que estes valores devam ser selecionados

pela equipe médica e revistos periodicamente. Existe como proposta o guia europeu (Comissão Europeia - EUR 16262, 2000 e EUR, 2004) e o Reino Unido (Health Protection Agency - Radiation Protection Division HPA (NRPB), 1999 (SHRIMPTON, 2005)) para critérios de qualidade para TC. Entretanto estes valores devem ser questionados, uma vez que foram estabelecidos para a população britânica, com tecnologia de mais de uma década atrás e, portanto não reflete a moderna prática tomográfica desenvolvida nos últimos anos.

No Brasil foi aprovada a Portaria 453/98 (BRASIL, 1998) do Ministério da Saúde que regulamentou as diretrizes técnicas básicas de proteção radiológica. Os valores indicados neste documento são para exames de cabeça (50 mGy), coluna lombar (35 mGy) e abdômen (25 mGy), todos para adulto, não havendo portanto uma sugestão específica para exames pediátricos, amplamente realizados no país. Entretanto a Portaria 453/98 utiliza grandezas dosimétricas diferentes dos sugeridos atualmente nos protocolos internacionais para estabelecimento de NRD no setor de imagiologia e TC. A grandeza sugerida neste caso, seguindo as recomendações do *Basic Safety Standard* (BSS) da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) é a Dose Média em Múltiplos Cortes (MSAD) cuja unidade é o mGy (CARLOS, 2002).

O uso de grandezas dosimétricas adequadas para as novas tecnologias empregadas no país é importante, como recomendado pela Comunidade Europeia. Isso porque a contribuição de dose propiciada por estes equipamentos exige grandezas dosimétricas apropriadas. Pode-se ainda associar a esse fato, que a utilização de grandezas diferentes dos padrões internacionais torna de difícil comparação com da boa prática sugeridos pelos organismos regulamentadores.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

4.1.1 Tomógrafo

O tomógrafo computadorizado usado no Centro de Imagem Hospital Pequeno Príncipe é da marca General Electric (GE), modelo BrighSpeed, 5ª Geração, tipo: helicoidal/axial. Valores de kVp disponíveis de 80 a 140 kVp e valores de mA disponíveis de 40 a 440 mA. Possui multicortes, com 16 canais (Figura 12).



Figura 12 – Tomógrafo computadorizado da marca GE, modelo BrighSpeed

4.1.2 Simulador dosimétrico e medidor de dose

As medidas dos indicadores de dose foram obtidas utilizando-se:

a) Objeto simulador de PMMA (Polimetilmetacrilato) para crânio, 16 cm de diâmetro.

b) Câmera de ionização tipo lápis, específica para TC, da Radcal Corporation, modelo 10x6 – 0.6CT. Dependência energética de 5%, no intervalo de camada semi-redutora (CSR) variando de 3 mmAl a 20 mmAl. As especificações completas estão no Anexo A.

O levantamento dosimétrico foi feito utilizando o objeto simulador de polimetilmetacrilato (PMMA), com 16 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento que simula a cabeça de um paciente adulto, ou o corpo de um paciente pediátrico (Figura 13), segundo especificações da American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Os objetos simuladores são construídos para apresentar características de absorção e espalhamento similares à estrutura humana da cabeça e do corpo. Possuem orifícios em locais pré-determinados, no centro e a 1 cm da periferia, nas posições 0°, 90°, 180° e 270°, que possibilitam a inserção de dosímetros.

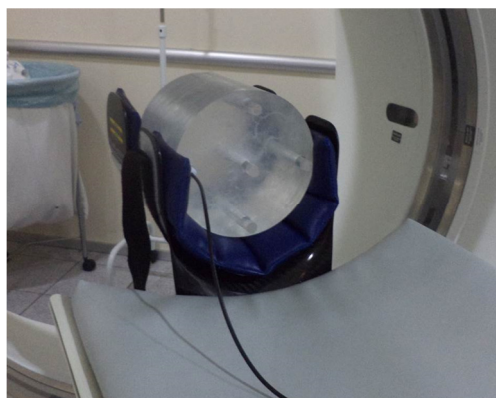


Figura 13 – Objeto Simulador posicionado para dosimetria

O objeto simulador utilizado neste estudo foi construído utilizando placas coladas de acrílico. Posteriormente o bloco foi cortado no tamanho e formato seguindo o padrão da AAPM. Este objeto simulador foi submetido a testes de

comparação com um objeto simulador padrão. A diferença entre eles foi de 15%. Os testes estão discriminados no Anexo B.

Realizaram-se medições, recorrendo à câmara de ionização, de forma a poder determinar o $C_{100,ar}$, o C_w , o C_{vol} e o $P_{KL,CT}$. Todas as medidas foram realizadas nas condições dos protocolos de rotina para cabeça. Os parâmetros variáveis foram a corrente da ampola (mA), a tensão aplicada (kVp), o tempo de rotação (s), a espessura de corte (mm), a colimação do feixe (mm) e o FOV (mm). Para determinar o $C_{100,ar}$, a câmara de ionização foi colocada no isocentro do plano de rotação do tomógrafo com o auxílio dos lasers de localização.

Para se determinar o valor de C_w fez-se a dosimetria nas mesmas condições em que foi determinado o $C_{100,ar}$. Esta medição consiste em inserir o dosímetro (câmara de ionização) em cada um dos orifícios e realizar uma rotação axial do gantry com os parâmetros de cada protocolo em cada uma das posições, centro, 0° , 90° , 180° e 270° do objeto simulador (ver Figura 13). Durante a dosimetria, quando um dos orifícios está preenchido com o dosímetro, o restante dos orifícios precisam ser preenchidos pelo mesmo material do objeto simulador, para que não haja distorções nas medidas das grandezas dosimétricas. Esse preenchimento é feito com pequenas hastes de PMMA.

4.1.3 Simulação por Monte Carlo

O programa para cálculo de dose utilizado neste trabalho foi o DoseCal X_CT (Figura 14), que é um programa experimental do Departamento de Energia Nuclear (DEN) da Universidade Federal de Pernambuco. O CALDose_XCT *online* é o primeiro serviço de dosimetria em tempo real de Monte Carlo para ser utilizado através da internet. O CALDose_XCT *online* realiza o cálculo das doses de órgãos e tecidos absorvidas no diagnóstico de raios X para pacientes com diferentes massas corporais, estatura e postura em pé. O CALDose_XCT *online* é uma extensão do CALDose_X 5.0 que diz respeito à anatomia do paciente variável. Este serviço de dosimetria está disponível também para objetos simuladores pediátricos de referência e para tomografia computadorizada (CALDOSE, 2014).

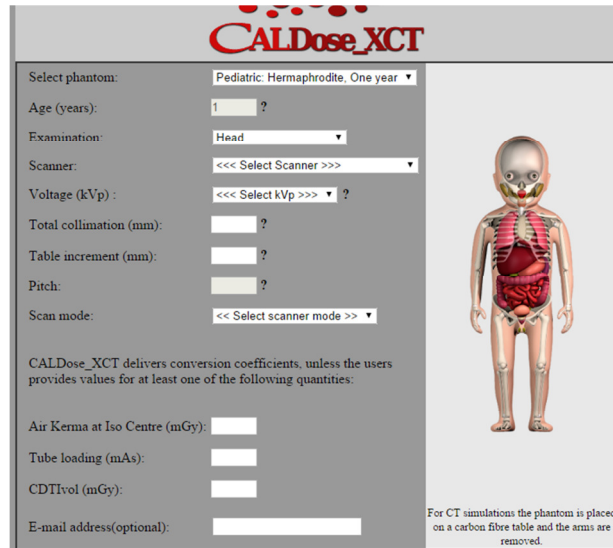


Figura 14 – Tela para simulação por Monte Carlo para tomografia Computadorizada do programa Caldose (CALDOSE, 2014).

O programa permite a escolha de parâmetros do paciente e do equipamento. Os parâmetros do paciente são escolhidos entre as opções fornecidas e não podem ser modificadas. Por exemplo, para os exames de adulto, pode-se escolher entre feminino e masculino, e o peso e altura além da idade. Entretanto só podem ser escolhidas opções pré-determinadas e não valor aleatório como demonstra a Figura 15, esquerda para valores de peso e altura. Para as escolhas em pediatria, as opções são menores (Figura 15, direita).

Adult: Female, 48.6 kg, 155.5 cm	Pediatric: Hermaphrodite, Newborn
Adult: Female, 58.5 kg, 155.5 cm	Pediatric: Hermaphrodite, One Year
Adult: Female, 76.7 kg, 155.5 cm	Pediatric: Female, 5 years
Adult: Female, 54.0 kg, 163.8 cm	Pediatric: Male, 5 years
Adult: Female, 65.0 kg, 163.8 cm	Pediatric: Female, 10 years
Adult: Female, 85.0 kg, 163.8 cm	Pediatric: Male, 10 years
Adult: Female, 59.6 kg, 172.2 cm	
Adult: Female, 71.8 kg, 172.2 cm	
Adult: Female, 94.0 kg, 172.2 cm	
Adult: Male, 59.3 kg, 167.3 cm	
Adult: Male, 71.1 kg, 167.3 cm	
Adult: Male, 88.2 kg, 167.3 cm	
Adult: Male, 66.0 kg, 176.4 cm	
Adult: Male, 79.0 kg, 176.4 cm	
Adult: Male, 98.0 kg, 176.4 cm	
Adult: Male, 73.0 kg, 185.6 cm	
Adult: Male, 87.5 kg, 185.6 cm	
Adult: Male, 108.5 kg, 185.6 cm	

Figura 15: na esquerda estão as opções para simulação de adulto, com as variações de sexo, peso e altura. Na direita estão as opções de simulação em pediatria.

Nas opções de pediatria não se pode escolher o peso e a altura. Isso porque as variações nas diferentes idades são muito grandes. Portanto, o programa utiliza idades específicas e não se pode alterar esse parâmetro. O programa utiliza os valores de peso e altura padrão em pediatria. Também pode-se escolher o tipo de exame a ser realizado. Estes exames são os procedimentos rotineiros realizados em tomografia e não permitem modificações. São eles: cabeça, tórax, fígado, abdômen/pélvis e pélvis.

Nos parâmetros do exame escolhe-se o tipo de *scanner* utilizado. Aqui pode-se optar por diferentes marcas e modelos, porém as opções são limitadas aos modelos mais comuns no uso dos centros de imagem. Em seguida escolhe-se o valor da tensão (de 80 a 140 kVp, com incremento de 10 kVp), colimação, incremento ambos em mm, *pitch* e o modo de *scanner* (axial ou helicoidal). É necessário ainda escolher um dos parâmetros de dosimetria, são eles: kerma-ar no isocentro (em mGy), corrente no tubo (em mA) ou C_{vol} (em mGy). Não há necessidade de introduzir todos os valores, mas escolher somente um deles é o suficiente. Entretanto o CALDose_XCT fornece coeficientes de conversão, a menos que o usuário forneça valores para pelo menos uma dos parâmetros. É importante salientar que, neste programa, tudo o que advenha dos cálculos Monte Carlo definidos é de impossível alteração (JONES, 1993).

Esta ferramenta permite o cálculo de dose em órgãos de pacientes, dose efetiva e risco de incidência e morte por câncer em exames de tomografia computadorizada, utilizando um conjunto de dados de doses obtidos através de cálculos de Monte Carlo pelo NRPB no relatório SR250 (PHE, 2014).

Este *software* foi utilizado neste estudo com o objeto de avaliar os cálculos realizados através da dosimetria como uma alternativa de estimativa de dose. Este programa também foi usado para o cálculo de estimativa de risco de incidência e morte por câncer.

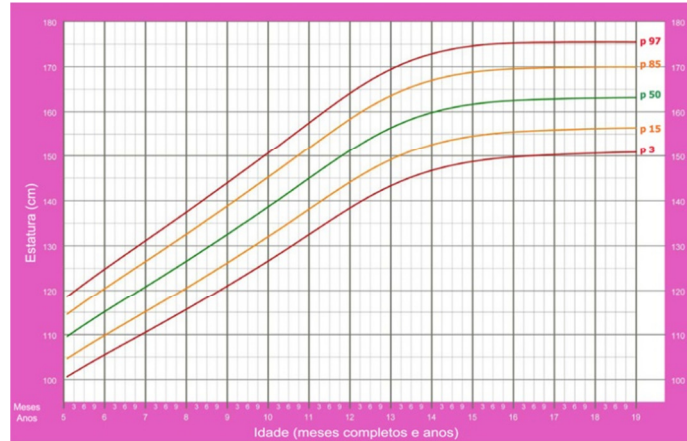
4.1.4 Epidemiologia e Coleta de dados

Os dados coletados são de pacientes pediátricos na faixa de 0 a 16 anos, divididos em cinco faixas etárias; de zero ano, 1 ano, 2 a 5 anos, 6 a 10 anos e 11 a

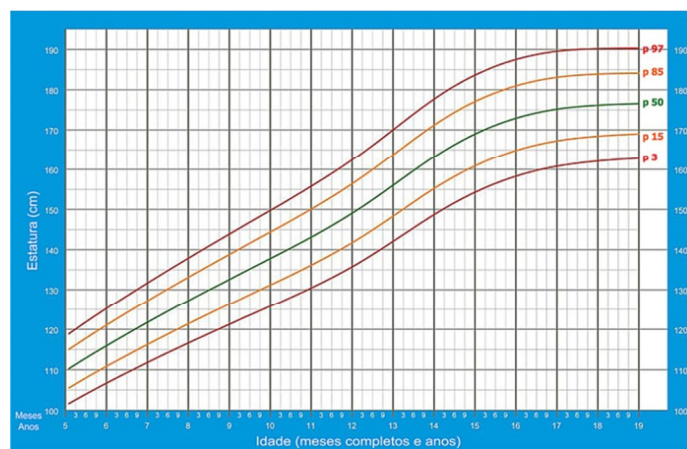
16 anos. Foram divididos desta forma seguindo os parâmetros comumente usados pela União Europeia.

Este levantamento epidemiológico foi feito durante seis meses no Centro de Imagem do Hospital Infantil Pequeno Príncipe, com dados de pacientes em exames de rotina. Foram coletados dados de exames de crânio, tórax e abdômen. Não foram feitas coletas de dados para pelve pela escassez deste tipo de exame no serviço de radiologia. Foram excluídos casos que não utilizaram os protocolos padrão do equipamento devido a doenças diferenciadas ou exames de emergência que se tornam excepcionais em seu procedimento.

Os pacientes pediátricos são um desafio no que se refere ao biótipo padrão. Isso porque a variação de peso e altura em relação à idade é grande (0 a 16 anos), e não estabelecido por qualquer norma. O que se pode dizer de variação anatômica em pediatria é que se tem uma faixa de peso e altura aceitável de acordo com o peso (Figura 16).



Meninas, com idade entre 5 e 19 anos



Meninos, com idade entre 5 e 19 anos

Figura 16 – Variação do peso e altura em relação a idade para crianças entre 5 e 19 anos (WHO, 2014)

Portanto, foram selecionados dois grupos de pacientes pediátricos para estabelecer níveis de referência em diagnóstico que correspondem a uma faixa etária, relativamente abrangente. As idades escolhidas foram de 5 anos (± 2 anos) e 10 anos (± 3 anos). A partir dos valores médios de C_{vol} e $P_{K,L}$ calculados para cada grupo, foi possível obter os níveis de referência. Este procedimento segue as recomendações do primeiro estudo realizado na Comunidade Europeia (EUR, 1996) e, nesse sentido, acredita-se que os resultados apresentados possam contribuir para uma primeira análise nesse grupo de pacientes.

4.1.5 Dosimetria

O objeto simulador PMMA de crânio foi posicionado com a ajuda de lasers no isocentro do tomógrafo. Após o topograma concluído, foram realizados os cortes em cada posição do objeto simulador: centro, 0° , 90° , 180° e 270° , apresentado na Figura 17. Utilizou-se o protocolo de crânio de rotina do tomógrafo e os resultados obtidos permitiram calcular as grandezas dosimétricas em TC C_w , C_{vol} e $P_{KL,CT}$. Nos experimentos, a câmara de ionização tipo lápis modelo $10 \times 6 - 0.6CT$ conectada ao eletrômetro, modelo Radcal Corporation 9096, foi posicionada nos cinco orifícios do objeto simulador, realizando-se três irradiações consecutivas no centro da câmara para cada posição, totalizando 15 disparos. O teste realizado estava no modo sequencial, conforme exige a IAEA (2007).

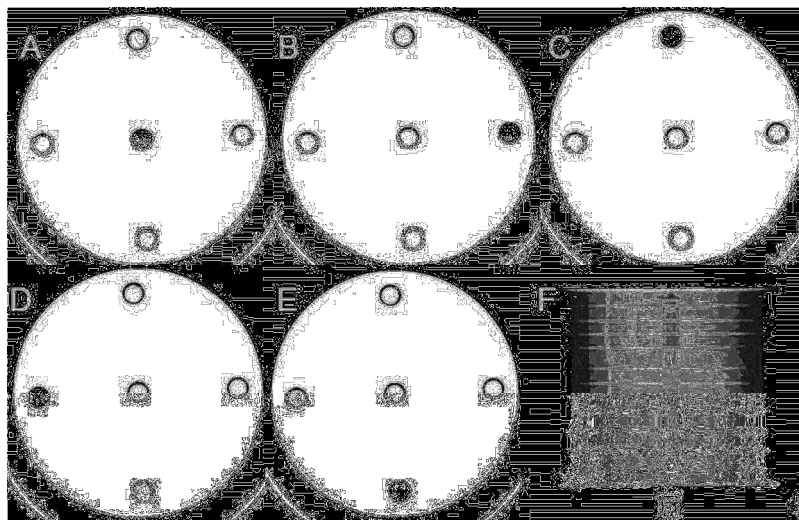


Figura 17 – Imagens de corte do objeto simulador PMMA de crânio apresentando o posicionamento da câmara de ionização tipo lápis nas regiões central (A), 0° (B), 90° (C), 180° (D), 270° (E) e o topograma (F).

4.2 MÉTODOS

Depois de os dados serem coletados no tomógrafo computadorizado do Centro de Imagem do Hospital Pequeno Príncipe, iniciou-se o processo de avaliação dos dados. Para os cálculos de dose usou-se o programa de simulação por Monte

Carlo, DoseCal X_CT. Em seguida foi construído um objeto simulador específico para uso em TC para verificar os dados da simulação. Cada uma das etapas está descrita nos itens a seguir.

4.2.1 Medidas de dose

Os dados coletados do paciente foram: sexo, idade, kVp, mAs, *pitch*, colimação e comprimento do exame. Em relação ao exame foram coletados os dados do relatório de dose: C_{vol} e $P_{KL,CT}$. Os perfis longitudinais de dose foram obtidos em um objeto simulador de crânio que é um cilindro de PMMA, como descrito anteriormente.

A composição química do objeto simulador fabricado com PMMA contribui para que ele seja um dos melhores objetos sólidos para a representação do tecido humano com finalidades dosimétricas. Sua densidade de $1,19 \text{ g.cm}^{-3}$, a densidade eletrônica de 1,16 e o número atômico efetivo 7,55, se aproximam satisfatoriamente dos mesmos valores para a água; 1 g.cm^{-3} , 1,00 e 7,51; e dos músculos $1,03 \text{ g.cm}^{-3}$, 1,02 e 7,39. Apesar disso, há diferenças em relação ao corpo humano e portanto é necessário introduzir fatores de correção que ajustem as doses medidas no PMMA para as doses que teriam sido medidas na água. O índice kerma ponderado (C_w) representa a dose média para um objeto simulador cilíndrico homogêneo, portanto as medidas serão apenas uma aproximação da dose no paciente (BAUHS, 2008).

Com os dados coletados do exame e do paciente foi possível calcular a dose estimada para cada procedimento. Foram coletados dados de pacientes nas idades aproximadas para estabelecer os NRDs locais. Foram coletados 10 pacientes para idade de 5 anos (± 2 anos) e 10 anos (± 3 anos) como discriminado anteriormente. Com estes dados foram calculadas a dose efetiva, detrimento causado pela radiação ionizante e NRD local.

A dose efetiva não pode ser medida diretamente em pacientes, portanto é utilizado métodos computacionais de simulação, principalmente por Monte Carlo. Estas simulações são feitas através de dados coletados em objetos simuladores antropomórficos padrão de referência e por se utilizam de ferramentas de dosimetria

específica. Também é necessário um profundo conhecimento dos mecanismos de transportes de fótons. Por este motivo é utilizado um método simplificado, como alternativa do cálculo de dose efetiva. A correlação entre $P_{KL,CT}$ e dose efetiva usando-se coeficientes tabelados é uma prática rotineira para calculo indireto da dose efetiva, e está descrito na Equação 22.

$$E = P_{KL,CT} \cdot k \quad \text{Equação 22}$$

O valor referente ao índice k é o fator de ponderação do órgão avaliado e muda de acordo com a região estudada, idade do paciente e protocolo a ser utilizado. O protocolo internacional utilizado neste trabalho é ICRP 103 (ICRP, 2007). Os valores de k para cada idade estão na Tabela 02.

Tabela 02 – Fator de ponderação do órgão para diferentes idades.

Idade	k (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)
0 ano (recém nascido)	0,0085
1 ano	0,0053
2 a 5 anos	0,0035
6 a 10 anos	0,0027
11 a 16 anos	0,0019

Foram coletados dados do valor de $P_{KL,CT}$ no equipamento de tomografia computadorizada. Estes dados foram inseridos no programa computacional pela simulação por Monte Carlo do *software* Caldose_XCT, e calculados os valores de dose efetiva e risco.

O equipamento de tomografia calcula para cada paciente vários parâmetros e ao final do exame fornece um relatório de dose. Com base no relatório provido coletou-se os dados de cada paciente, tais como C_{vol} e $P_{KL,CT}$. Os valores obtidos através da dosimetria realizada no equipamento com câmara de ionização e já descrita neste trabalho, obteve outros valores para $P_{KL,CT}$. Finalmente para encontrar-se o valor necessário através do *software* Caldose_XCT e entra-se na planilha do programa com os parâmetros solicitados:

- Equipamento – fabricante, modelo, tensão, corrente,
- Região a ser examinada,
- Gênero e idade do paciente examinado,
- Tensão do tubo (kVp),

- Incremento da mesa (mm),
- Colimação (do feixe de radiação) em milímetros (mm),
- *Pitch*,
- Modo de *scan* (Axial ou helicoidal),
- C_{vol} .

Desta forma foram calculados os valores de dose efetiva utilizando protocolo internacional (ICRP, 2007). Pelos valores que o equipamento de tomografia computadorizada fornece e pela dosimetria realizada no equipamento foi possível calcular a dose recebida pelo paciente e a simulação por Monte Carlo foi utilizada para o cálculo de estimativa de risco de incidência e morte por câncer.

4.2.2 Avaliação da imagem pelo objeto simulador

O primeiro passo foi a coleta de dados para cálculo da dose absorvida nos protocolos usados na rotina de crânio, tórax e abdômen de exames TC. Com os dados dos procedimentos de rotina foram feitas as variações, a partir do protocolo padrão, dos parâmetros de tensão (kVp), considerando a dose de radiação e a qualidade da imagem. A qualidade da imagem foi medida a partir do ruído, contraste e pela avaliação subjetiva de imagens obtidas com objeto simulador específico de avaliação da qualidade da imagem.

O objeto simulador utilizado para avaliação da qualidade da imagem é o objeto simulador padrão de imagem que acompanha o equipamento, quando de sua compra. É constituído de acrílico, tendo no seu interior três regiões distintas que servem para análise. A Figura 18 mostra a região 1 que possui um objeto retangular com orifícios ovais vazados; a região 2 é constituída somente por água e a região 3 contém um objeto retangular constituído por linhas de diferentes espessuras. Na Figura 18 estão ilustradas as três regiões do objeto simulador.



Figura 18 – Objeto simulador usado para testes de controle de qualidade, com as especificações das regiões para análise da qualidade da imagem.

O objeto simulador usado neste trabalho é dividido em quatro regiões que tem funções diferentes no controle da qualidade da imagem. Assim permitem avaliar diversos critérios de imagem a partir dos objetos inseridos em cada região. Os parâmetros avaliados neste trabalho são: homogeneidade do número de TC para água sólida, exatidão do número de TC para osso, acrílico e polietileno, exatidão da espessura de corte e resolução de alto e baixo contraste. Na primeira e na última região há quatro marcadores radiopacos distribuídos nas intersecções das linhas demarcadas no objeto simulador.

Foram anotados os valores da kVp utilizados para cada protocolo, assim como sua variação sugerida de protocolos a partir do procedimento padrão de TC de crânio. Os protocolos de rotina foram avaliados, assim como a dose de radiação. Essa avaliação é feita pela relação entre os dados do C_{vol} obtido com o dosímetro acondicionado no objeto simulador de dosimetria e o C_{vol} fornecido pelo equipamento ao final do procedimento de dosimetria. As medidas do C_{vol} do equipamento foram escolhidas para a apresentação dos resultados e discussão.

Foi proposta uma variação dos parâmetros padrão dos exames de crânio para a análise da qualidade da imagem com diferentes doses estimadas nos pacientes. O parâmetro que teve a variação foi o de tensão no tubo (kVp). Os demais parâmetros (mAs, espessura do corte, *pitch*, tamanho do pixel e exposição

total) foram mantidos constantes para cada protocolo de TC de crânio. O C_{vol} foi novamente medido para cada alteração de parâmetro proposta Tabela 03.

Tabela 03 – Resultados de kVp encontrados, bem como os valores respectivos do C_{vol} . Ex.: Protocolo crânio pediatria rotina.

Tensão (kVp)	C_{vol} (modo Axial)	C_{vol} (modo Helicoidal)
80 kVp	8,03	21,82
100 kVp	14,33	33,90
120 kVp	22,27	12,21
140 kVp	30,36	42,98

Não se utilizou a variável mAs para diferentes protocolos, como seria esperado, porque o equipamento utiliza a modulação de corrente (como descrito no item 2.2) e portanto, não há possibilidade de mudanças para os protocolos.

A metodologia adotada para avaliação da qualidade das imagens foi baseada no guia da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), que estabelece os aspectos práticos para as normas estabelecidas pela Portaria 453/98 do Ministério da Saúde (ANVISA, 2005). As imagens adquiridos para controle de qualidade neste estudo foram avaliadas utilizando-se o *software* gratuito ImageJ (ABRAMOFF, 2004), na sua forma digital e considerando como aceitável valores menores ou iguais a 1% (VERDUN, 2004). A avaliação qualitativa foi realizada para os todos protocolos testados, independente de apresentarem maior ou menor dose.

A avaliação constou de testes de resolução espacial e de contraste de alta e baixa resolução, utilizando o programa ImageJ. Os objetos visualizados nas imagens foram comparados com o mapa de objetos de teste contidos no simulador (Figura 19).

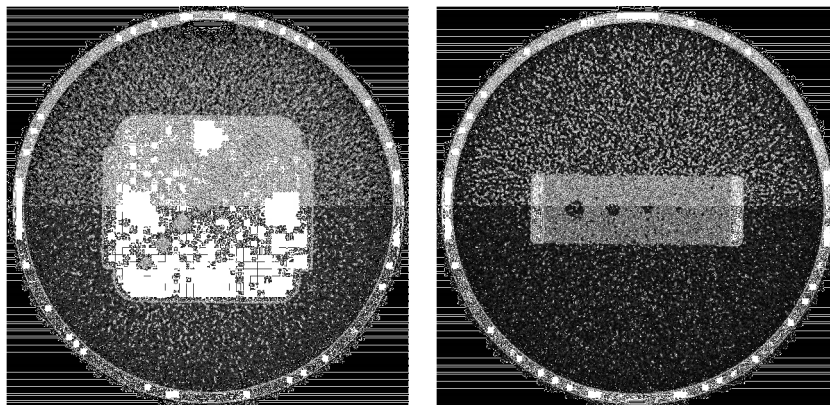


Figura 19 – Cortes tomográficos obtidos de simulador para estudo da qualidade para análise de resolução espacial e de contraste da imagem.

As imagens foram avaliadas separadamente baseadas nos procedimentos de controle de qualidade da ANVISA, e seguindo os valores de resultados esperados que constam no próprio manual da agência. Este procedimento foi adotado porque é a legislação vigente e exigida em território nacional. As imagens foram classificadas de acordo com a aptidão de qualidade diagnóstica, considerando a visibilidade dos objetos existentes. Além disso, foi solicitada a classificação da qualidade da imagem, considerando os valores 1 (muito boa), 2 (boa), 3 (média), 4 (ruim) e 5 (muito ruim).

4.2.3 Risco e detrimento

O risco de incidência e morte por câncer é um assunto bastante estudado no meio radiológico, porém é bastante controverso. Isso porque os mecanismos em que o câncer se desenvolve ainda estão em estudo e são, em parte, desconhecidos. Entretanto estudos recentes sugerem que poderá ocorrer um caso de câncer em 1.000 exames de TC de crânio realizados em crianças com expectativa de vida normal (considerando a expectativa de vida de 100 anos), para pacientes com menos de 5 anos. No caso de pacientes com até 15 anos de idade, este valor é de um caso de câncer a cada 2.000 varreduras de TC. Entrementes, para pacientes que são submetidos à TC de abdômen ou pelve, o valor é de um caso de câncer a cada 500 exames, independente da idade (PEARCE, 2012). Porém se for comparado o risco de câncer absoluto (gerado por TC) com o risco de desenvolvimento de câncer na população em geral pode-se afirmar que a probabilidade de incidência devida a TC é pequena. Cerca de um em cada três pessoas desenvolvem algum tipo de câncer ao longo da vida, independente de serem submetidas a um exame de TC. Comparando-se a isso a expectativa de desenvolvimento de câncer em consequência da realização de uma TC é pequeno, como descrito acima. Portanto os benefícios da realização do exame são, de modo geral, maiores do que os possíveis malefícios associados a ele, considerando-se que o exame tenha sido justificado (PEARCE, 2011).

Este estudo não tem o objetivo de fazer uma análise da suscetibilidade carcinogênica, nem de acompanhar os pacientes por décadas. Porém é possível

avaliar a possibilidade de detrimento devido à radiação ionizante. Essa avaliação é feita a partir de cálculos dosimétricos estabelecidos pela ICRP 103 (2007) e bastante difundido através de simulações por Monte Carlo. O risco de detrimento ou risco fatal (de morte) r de indivíduos expostos à radiação em relação à dose efetiva E (Sv) pode ser calculado através da Equação 23:

$$r = f \cdot E \quad \text{Equação 23}$$

onde:

f (Sv^{-1}) é o fator de risco ou coeficiente de probabilidade de risco nominal expresso em número de casos ocorridos por unidade de dose.

Os coeficientes f de probabilidade de risco nominal para efeitos estocásticos ajustados ao detrimento e usados pela ICRP de 1990 e de 2007 estão na Tabela 04. Observando-se os valores dos coeficientes pode-se afirmar que os valores de incidência de câncer fatal e não fatal quase não houve alteração. Entretanto os valores de efeitos hereditários baixaram substancialmente. Isso se deve ao fato de não terem sido encontrados efeitos danosos nos descendentes das pessoas afetadas pelas bombas atômicas no Japão. Apesar destes estudos realizados no Japão serem importante, têm sido criticados porque a aplicação dessas conclusões não podem ocorrer em pacientes submetidos a baixas doses, já que os efeitos a médio e longo prazo são diversos.

Tabela 04 – Coeficientes de risco nominal para efeitos estocásticos ajustados ao detrimento (10^{-2} Sv^{-1})

População exposta	Câncer fatal + não fatal		Efeitos hereditários		Total	Total
	ICRP 2007	ICRP 1990	ICRP 2007	ICRP 1990	ICRP 2007	ICRP 1990
População toda	5,5	5,0 + 1,0	0,2	1,3	5,7	7,3
Trabalhador adulto	4,1	4,0 + 0,8	0,1	0,8	4,2	5,6

Fonte: publicação ICRP 60 e ICRP 103

4.2.4 Níveis de Referência em Diagnóstico local

A Portaria 453/98 (BRASIL, 1998) do Ministério da Saúde publicada estabelece valores de dose média em múltiplos cortes em TC para pacientes adultos como níveis de referência para pacientes, e não estabelece valores para pediatria.

Portanto, para suprir essa carência de valores, o Ministério da Saúde sugere o uso dos valores adotados pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 1996), apesar de não terem forma de lei. Nesse sentido, a apresentação dos valores encontrados neste trabalho, resultado de um estudo que considera a realidade local, é uma contribuição importante.

Existem dois modelos básicos para determinação de NRD. O primeiro é a utilização de objetos simuladores padrão, o que trás a vantagem da necessidade de somente uma ou duas exposições para cada posição ou protocolo, em cada equipamento. O segundo método é a utilização de pacientes. Nesta segunda opção há a limitação em que é necessário o uso de paciente típico, de tamanho e peso médio; o que nem sempre é de fácil coleta de dados. Para uso de objeto simulador padrão é necessário levar-se em consideração que só é possível aplicar esse método:

- Se os NRD forem fixados para um modelo-padrão e esse (tipo de) modelo-padrão específico se encontrar disponível em todas as instalações radiológicas;
- Se estiverem disponíveis os fatores de conversão do modelo-padrão para os pacientes.

Portanto é possível aceitar o uso de pacientes para estabelecimento de NRD, tanto como valores padrão, quanto pela falta de objeto simulador padrão disponível no centro de imagem. Entretanto na escassez de pacientes de tamanho padrão, alguns países aceitam o uso de qualquer paciente, de qualquer tamanho para estabelecimento de NRD como uma estimativa relativa da dose entregue pelos equipamentos. Desde que o número de pacientes não seja demasiadamente reduzido, este método dá uma ideia razoável da dose. Contudo, deveria reconhecer-se que é mais difícil fixar NRD para tomografia computadorizada, radiologia invasiva em grupos de crianças que para exposições mais frequentes e menos complexas.

Os documentos internacionais trazem valores de referência para pacientes com idade média de 5 anos. A Comunidade Europeia fez um levantamento de pacientes médios de 5 e 10 anos, utilizando dados de distribuição de C_w e $P_{KL,CT}$ (EUR, 2000). Os resultados encontrados foram bastante semelhantes, portanto optou-se pelo uso de somente um grupo de idade como nível de referência. O mesmo procedimento foi adotado no Reino Unido e o mesmo resultado foi obtido (NRPB, 1999).

Na prática o uso de NRDs nos centros de imagem se dá pela comparação do C_w e $P_{KL,CT}$ em cada sala (ou equipamento) de pacientes típicos adultos ou de objeto simulador padrão, com os valores estabelecidos por norma ou em estudos de grande escala, de preferência nacionais. Os valores de NRDs obtidos não devem ser considerados como limite entre “bom” e “ruim” ou “seguro” e “perigoso”, mas sim como uma referência que estabelece uma orientação à realização dos exames. Uma vez estabelecido os valores de NRD local de cada equipamento recomenda-se que cada procedimento tenha seus valores comparados e se estiver acima ou muito próximo do NRD local instale-se uma investigação, englobando a justificativa do procedimento. Também é necessário que os valores de NRDs locais sejam periodicamente revisados, visando a redução dos mesmos. E embora os procedimentos diários possam apresentar valores abaixo dos NRDs, sugere-se que a política de redução de dose continue a ser observada e implementada, como parte dos programas de otimização (melhoria). Portanto, a popularização do conceito de NRD local entre os profissionais responsáveis pelo setor de imagem de hospitais e clínicas é importante para que haja um esforço coletivo na otimização da dose em exames radiológicos. Assim sendo, a redução dos níveis de referência, sem a perda de informação diagnóstica pode ser alcançada se houver um contínuo esforço dos profissionais associado aos estudos constantes de dose em radiologia, publicados em recomendações de boas práticas, ainda escassos no Brasil.

4.2.5 Diâmetro Equivalente

A divisão mais comumente usada para o tamanho dos pacientes pediátricos é a idade, porém o menos específico. A grande variedade anatômica em pediatria é um problema bastante discutido quando se refere a valores típicos ou a média. Isso porque as taxas de crescimento infantil, obesidade ou grupo étnico tem influência no tamanho dos pacientes.

Uma opção mais confiável é a espessura do paciente na direção do feixe de radiação em relação ao tamanho. Entretanto, em TC a espessura do paciente varia de acordo com a orientação do feixe, o que dificulta o estabelecimento dos valores reais. Assim é possível determinar a espessura do paciente inserindo os valores da

altura e do peso usando uma fórmula analítica ou tabelas (Equação 24). Supondo-se que um paciente é equivalente a um cilindro, o Diâmetro Equivalente é uma grandeza derivada da altura e peso que dá uma 'espessura efetiva' para um indivíduo. Isto leva alguns fatos em conta, tais como uma criança alta e magra pode ter um corpo muito diferente em espessura e composição de uma criança baixa, encorpada e de peso semelhante. Como também se pressupõe uma secção circular, diâmetro equivalente é uma quantidade útil quando as projeções de raios X e, assim, a espessura do corpo aparente, é variável. Por estas razões, devem-se ter registrados os dados de altura e peso pertinentes à espessura.

$$DE = 2 \sqrt{\frac{\text{peso}(g)}{\pi \cdot \text{altura}(cm)}} \quad \text{Equação 24}$$

onde DE é o diâmetro equivalente.

Como discutido antes, dosimetria de referência para TC é baseada em medições efetuadas dentro objetos simuladores padrão de 16 cm (cabeça de adulta ou pediátrica) e 32 cm (corpo adulto). Em princípio, essa abordagem poderia ser estendida para dosimetria em idade pediátrica, uma vez que o objeto simulador (16 cm) menor pode servir como um padrão apropriado em relação a todos os tipos de exame de crianças de todas as idades. Esse tipo de procedimento dosimétrico pode ser considerado uma representação razoável do tamanho do paciente pediátrico (Tabela 05), e assim é mantido uma ligação com o sistema dosimétrico adulto (SHRIMPTON, 2000) Isso é recomendado por diversos autores e organizações (SHRIMPTON, 2006; AAPM, 2008). O cálculo de dose órgão e de dose efetiva em crianças frequentemente são normalizados para o C_w medido no objeto simulador de diâmetro padrão 16 cm (STAMM, 2002).

Tabela 05 – Diâmetro equivalente de objeto simulador PMMA para paciente padrão segundo a idade.

Idade	Diâmetro Equivalente (cm)	
	Cabeça	Tronco
Recém-nascido	9,7	10,6
1 ano	13,1	13,9
5 anos	15,4	17,1
10 anos	16,1	19,9
15 anos	16,9	24,3

Sabe-se que técnicas utilizadas em adultos não devem ser aplicadas a crianças. Isso porque objetos menores recebem doses maiores se comparados a objetos maiores quando usada a mesma técnica. A Figura 20 ilustra o aumento de dose quando diminui o tamanho do objeto examinado, usando objetos simuladores matemáticos de tamanhos diferentes (16 cm e 32 cm). Entretanto este tipo de análise tem por objetivo a comparação de desempenho, em vez de estimativa de dose em pacientes. Como exemplo pode-se citar que a dose média para um paciente recém-nascido na seção transversal vai ser duas vezes a dose média no objeto simulador padrão de 16 cm, nas mesmas condições de exposição (SHRIMPTON, 2006). Isso significa que, para a mesma técnica de exame, pacientes menores receberão uma dose maior do que pacientes maiores. Portanto, é vital lembrar que o objeto simulador de corpo de 32 cm entregará maior dose para o paciente pediátrico do que o de 16 cm para fins de relatório de dosagem.

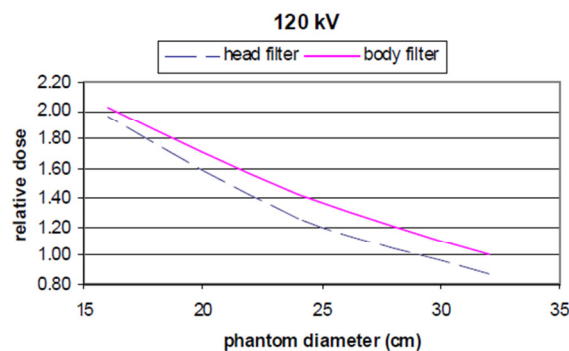


Figura 20 – Relação entre a dose e o tamanho do simulador para filtro de cabeça e corpo a 120 kV (GE, 2008).

Como discutido anteriormente a dosagem real absorvida pelo paciente pode ser superior à relatada se a parte examinada for menor que o simulador testado. Isso deve ser considerando quando for ajustar os parâmetros do exame para adaptá-los a pacientes que são menores que os simuladores testados. Por esta razão pacientes menores podem receber doses mais altas devido a diferenças de diâmetro do objeto simulador e o paciente real.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 PARÂMETROS DE DOSIMETRIA E NÚMERO DE PACIENTES

O Centro de Imagem do Hospital Pequeno Príncipe em Curitiba utiliza um protocolo padrão para os exames de crânio, tórax e abdômen, em todos os procedimentos realizados deste tipo. Este padrão utilizado é importante porque segue em todos os exames avaliados neste estudo. Foram avaliados exames padrão porque são os de maior volume no hospital e de melhor análise estatística devido à sua repetibilidade. Procedimentos que, por motivos clínicos fogem desse padrão, foram excluídos da pesquisa.

Os parâmetros utilizados na dosimetria realizada no equipamento de tomografia computadorizada são os mesmos utilizados no protocolo de crânio padrão do equipamento e estão descritos na Tabela 06.

Tabela 06 – Parâmetros de dosimetria

Parâmetros	Valores
kV	120
mA	240
Tempo (s)	1
Colimação (cm)	1
Movimento da mesa	0
Temperatura (°C)	22,3
Pressão (kPa)	91,1
Fator de correção para temperatura e pressão	1,1207
Fator de calibração	1,12

Foram avaliados os dados de 726 pacientes, entre 0 e 16 anos, divididos em 5 faixas etárias, que são: 0 anos, 1 ano, 2 a 5 anos, 6 a 10 anos e 11 a 16 anos. Esta divisão foi adotada seguindo o padrão utilizado pela União Europeia em seus estudos realizados em diversos continentes (p.e. Europa e América Latina). Destes pacientes 46,56% são do sexo feminino e 53,44% do sexo masculino, como descrito na Tabela 07.

Tabela 07 – Quantidade absoluta e em percentagem de pacientes divididos por sexo

Sexo	Quantidade	%
Feminino	351	48,34
Masculino	372	51,24
Total	726	100

A divisão por faixas etárias e sexo está descrito na Figura 21. Os valores estão discriminados na Tabela 08.

Tabela 08 – Número de pacientes por idade e sexo.

Idade	Masculino	Feminino	Total	%
0 anos	74	84	158	21,85
1 anos	32	31	63	8,71
2 a 5 anos	86	87	173	23,93
6 a 10 anos	114	75	189	26,14
11 a 16 anos	66	74	140	19,36
Total	372	351	726	100

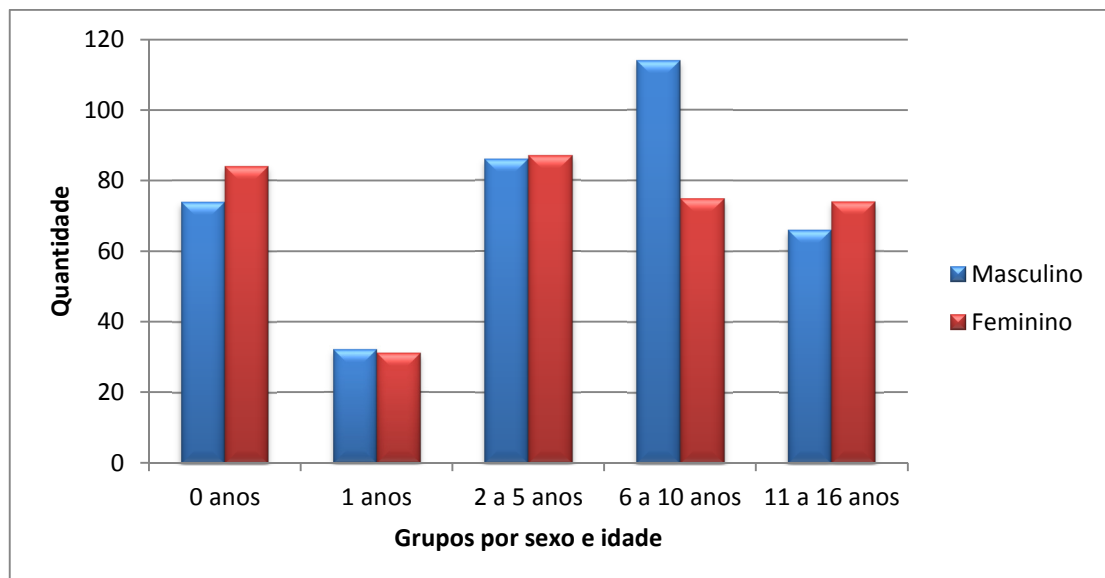


Figura 21 – Quantidade de pacientes divididos em grupos por sexo e idade.

5.2 NÍVEIS DE REFERÊNCIA DIAGNÓSTICA

Tal como indicado previamente, um NRD é um nível fixado para um procedimento padrão, para grupos de pacientes de tamanho médio ou para modelos-padrão e não para exposições e pacientes individuais. Tendo isto em conta, se este nível for sistematicamente excedido, deve efetuar-se um reexame dos procedimentos e/ou do equipamento e, se necessário, adotar medidas de correção.

Como dito anteriormente, exceder esses valores não significa que o exame foi executado inadequadamente, e permanecer dentro dos valores de NRD não é sinônimo de que o procedimento tem a qualidade necessária para o diagnóstico. Depois que os NDRs foram fixados no setor radiológico para cada equipamento, em cada sala, deve-se avaliar periodicamente a dose no paciente. Também deve ser revisado os valores de NRDs tanto com o uso de objeto simulador padrão, quanto em grupos de paciente típicos.

Considerando-se as grandezas sugeridas pela Comunidade Europeia (CE) e ICRP 103 como NRD, foram analisados os valores de $P_{KL,CT}$, C_{vol} e dose efetiva, para um estudo tomográfico de crânio, tórax e abdômen de rotina, realizado em equipamento multidetector. Cada um dos protocolos estabelece níveis de referência limites para diferentes parâmetros principais.

A Tabela 09 mostra os resultados obtidos na coleta de dados para NRD's locais para C_{vol} para a idade de 5 e 10 anos. É útil comparar os resultados em termos de valores de terceiro quartil das distribuições de dose observados, como uma simples forma de caracterização do levantamento de dados que é também relevante a doses de referência nacional.

Tabela 09 – NRD's locais de C_{vol} e $P_{KL,CT}$

Região	C_{vol}				$P_{KL,CT}$			
	5 anos		10 anos		5 anos		10 anos	
	média	3th quartil	média	3th quartil	média	3th quartil	média	3th quartil
Crânio	20,65	22,19	20,29	20,44	281,70	342,36	323,95	331,18
Tórax	3,20	3,20	2,98	4,97	77,12	70,71	94,39	146,93
Abdômen	3,87	4,71	5,05	5,63	112,33	160,30	195,63	233,37

Para exames em crianças, valores típicos de descritores de dose, C_{vol} e $P_{KL,CT}$ diminuem com idade decrescente (e tamanho), considerando que a dose efetiva correspondente aumenta, como será discutido na seção 5.5. Os valores encontrados nos NRD's locais estão abaixo dos valores estabelecidos nos comissões internacionais, mesmo levando em consideração os valores de terceiro quartil. Isso demonstra que protocolos adaptados a crianças surtem efeito nas doses entregues aos pacientes.

Porém é necessário ressaltar que a necessidade de verificação e otimização constante se fazem imperativos em qualquer centro de imagem que atenda a pacientes pediátricos. Os valores de NRD's locais devem ser continuamente atualizados, para que não se corra o risco de exceder a dose recomendada.

5.3 OBJETO SIMULADOR

O objeto simulador foi construído usando placas de PMMA. As placas foram coladas e prensadas por vinte e quatro horas com cola específica, para que tivessem o comprimento igual ao recomendado pela AAPM para objeto simulador padrão. Em seguida a peça foi torneada para que tivesse as dimensões exigidas, como descrito nos capítulos anteriores. Foram feitos furos em pontos pré-determinados no objeto simulador como retratado na Figura 10. Um furo no centro cartesiano, outros quatro à 0° , 90° , 180° e 270° a uma distância de 1 cm da borda do furo em relação à borda do objeto simulador. O orifício tem diâmetro de 1,3 cm, que é a dimensão necessária à introdução do dosímetro (câmara de ionização). O objeto simulador utilizado neste estudo está representado na Figura 22.



Figura 22 – Objeto simulador construído para este estudo

Para que não haja distorções na medida de dose foram inseridos bastões de PMMA do tamanho e forma dos orifícios. Estes bastões permanecem nos orifícios não ocupados pelo dosímetro durante o procedimento de tomografia, preenchendo esses espaços vazios.

5.4 AVALIAÇÃO DAS DOSES C_{vol} e $P_{KL,CT}$

A dosimetria em TC trás consigo muitas dificuldades. Entre elas está o fato de que as diferentes grandezas dosimétricas não são claras tanto para os usuários finais (pacientes), quanto para os próprios profissionais da saúde, não especialistas. Isso acarreta muitas dúvidas e questionamentos para a equipe médica e de apoio. Pelo menos três grandezas dosimétricas em TC são comumente usadas, independente do modelo de equipamento usado, são elas: índice de kerma volumétrico (C_{vol} em mGy), o produto kerma comprimento ($P_{KL,CT}$ em mGy.cm) e dose absorvida (em mGy). Outras medições são também utilizadas, como a dose efetiva (dado em mSv) que é frequentemente citada em relação ao risco. Mas há algumas reservas sobre isso na comunidade de física médica (BORRÁS, 2010). A

discussão dessas quantidades e sistemas de medição está além do escopo deste estudo.

Os gráficos expostos neste trabalho foram feitos utilizando o método de box plot, que é um método alternativo de histograma. O centro da distribuição é indicado pela linha da mediana. A dispersão é representada pela altura do retângulo (Terceiro quartil menos o primeiro quartil). O retângulo contém 50% dos valores do conjunto de dados. A posição da linha mediana no retângulo informa sobre a assimetria da distribuição. Uma distribuição simétrica teria a mediana no centro do retângulo. A média dos dados é indicada por um quadrado menor, e os valores máximo e mínimo dos dados são indicados com um asterisco. O comprimento das linhas fora do retângulo informam sobre a cauda da distribuição.

A Figura 23 ilustra cada um dos elementos de distribuição do gráfico tipo box plot.

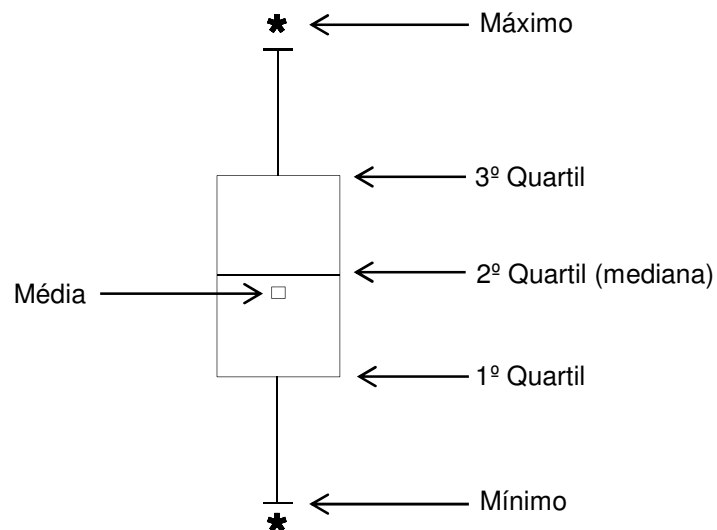


Figura 23 - Diagrama de Caixa, indicando a mediana, os quartis e as caudas de distribuição.

A distribuição dos valores de C_{vol} obtidos a partir dos fatores de técnica informados estão mostrados na Figura 24.

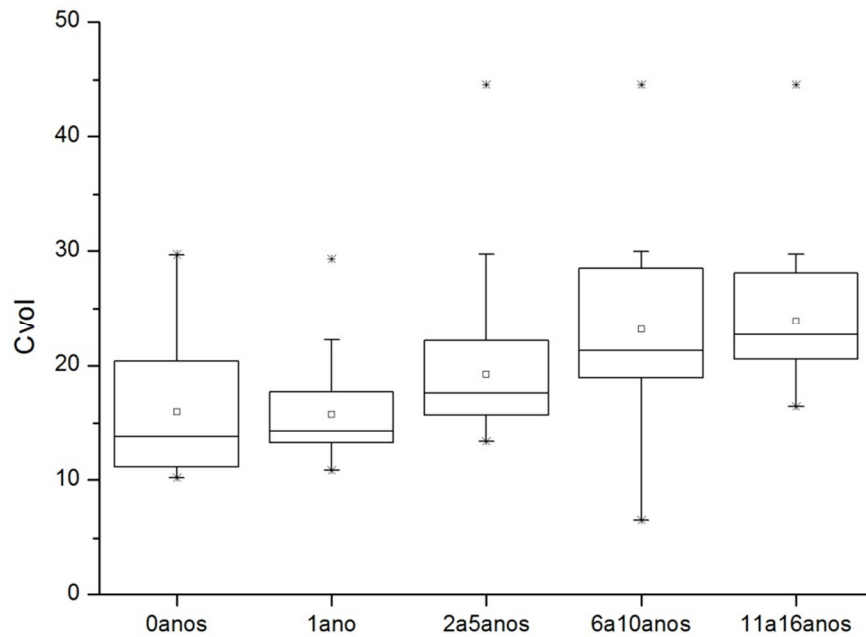


Figura 24 – Valores de C_{vol} para crânio em diferentes idades.

Mesmo C_{vol} sendo considerado um valor de índice de dose do equipamento de TC, os dados coletados podem ser usados como parâmetro para avaliação da qualidade da dose depositada no paciente. Na Figura 24 é possível observar que os dados para cada grupo de idade estão equivalentes, ou seja, estão equilibrados. Os valores são proporcionais uns aos outros, sem grandes variações. Diferente do observado para os dados de C_{vol} de tórax, como se pode observar na Figura 25.

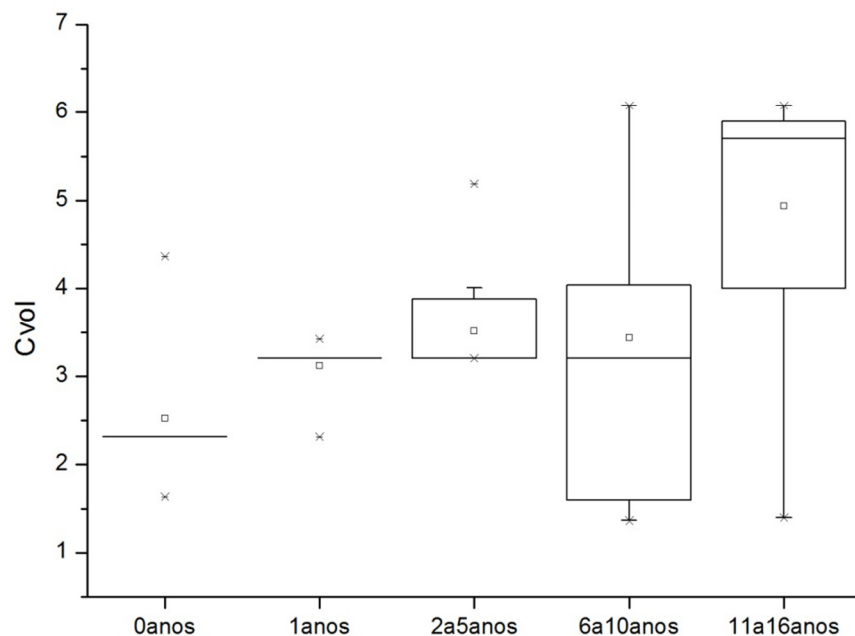


Figura 25 - Valores de C_{vol} para tórax em diferentes idades.

Pode-se observar que os dados coletados para pacientes na faixa de 6 a 10 anos e 11 a 16 anos têm uma grande variação em relação à média e ao terceiro quartil. Isso se deve, em primeiro lugar, ao menor número de dados em tórax do que foi coletado para crânio. Isso ocorre porque os médicos pediatras dão preferência ao exame clínico e outros exames de imagem, antes de submeter os pacientes ao exame tomográfico. Isso é um bom sinal, sabendo-se que a dose depositada em crianças é mais prejudicial ao longo prazo do que a depositada em adultos.

Em segundo lugar é possível avaliar a variação do C_{vol} quando é analisada a flutuação que ocorre com os parâmetros de protocolo do exame. Há modificações no *pitch* utilizado e na escolha do objeto simulador matemático do equipamento, que é utilizado para o cálculo de dose em paciente. Quando é observado o gráfico de variação de mAs para os mesmos exames, como demonstrado na Figura 26, pode-se observar que não há variações drásticas na corrente utilizada, mesmo quando comparamos os valores de cada faixa etária.

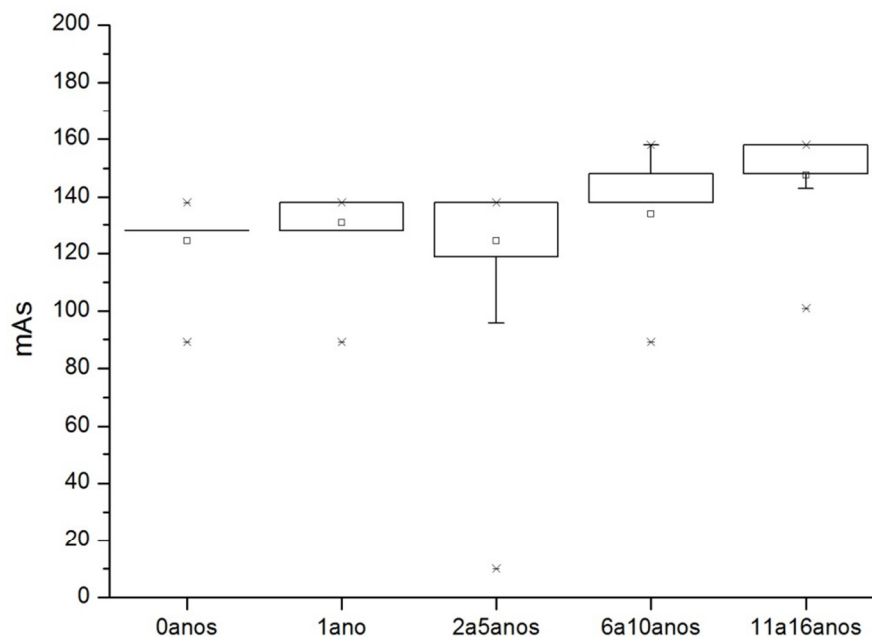


Figura 26 – Valores de mAs empregados para técnica de exames de tórax para as diferentes faixas etárias.

O mesmo ocorre quando se avalia o gráfico de mAs para exame de crânio, como consta na Figura 27.

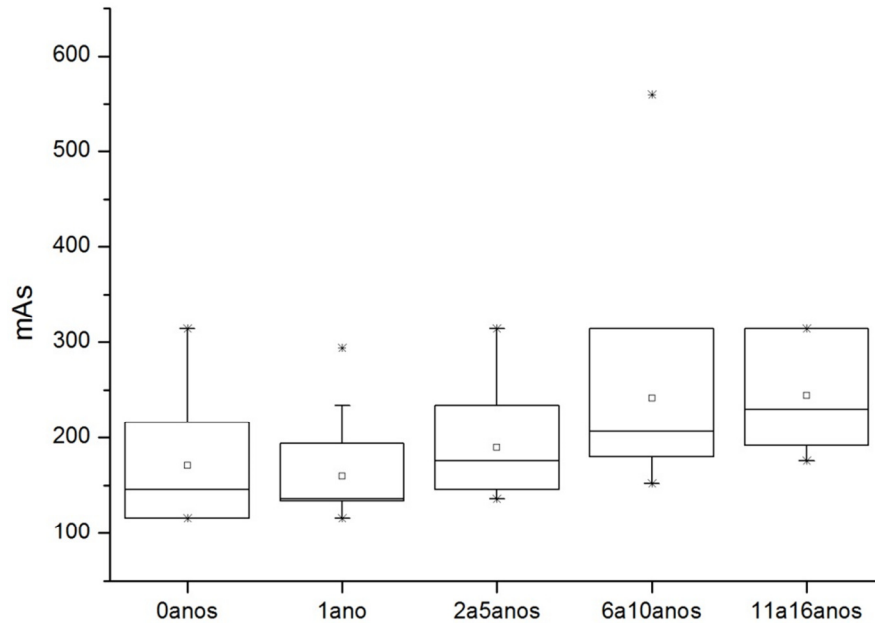


Figura 27 – Valores de mAs empregados para técnica de exames de crânio para as diferentes faixas etárias.

Neste gráfico fica evidente que tanto os valores médios, quanto os do terceiro quartil são próximos e em crescente. Isso ocorre pela variação de idade, altura e tamanho de acordo com as diferentes faixas etárias.

A Figura 28 não trás valores das faixas etárias de 0 anos e 1 ano. Isso se deve, como mencionado anteriormente, a preferência dos pediatras em lançar mão primeiramente de exames clínicos do que de exames de imagem. Porém, quando há a necessidade, primeiramente o médico indica exames de ecografia ou de fluoroscopia, que são mais eficientes no diagnóstico médico para as doenças mais comuns nessa idade, do que para exames de tomografia. Quando não há meios de diagnosticar com as sugestões anteriores, ou na impossibilidade do uso dos mesmos, seja por dificuldades do próprio paciente, seja por restrições técnicas; então o paciente é encaminhado para o procedimento tomográfico.

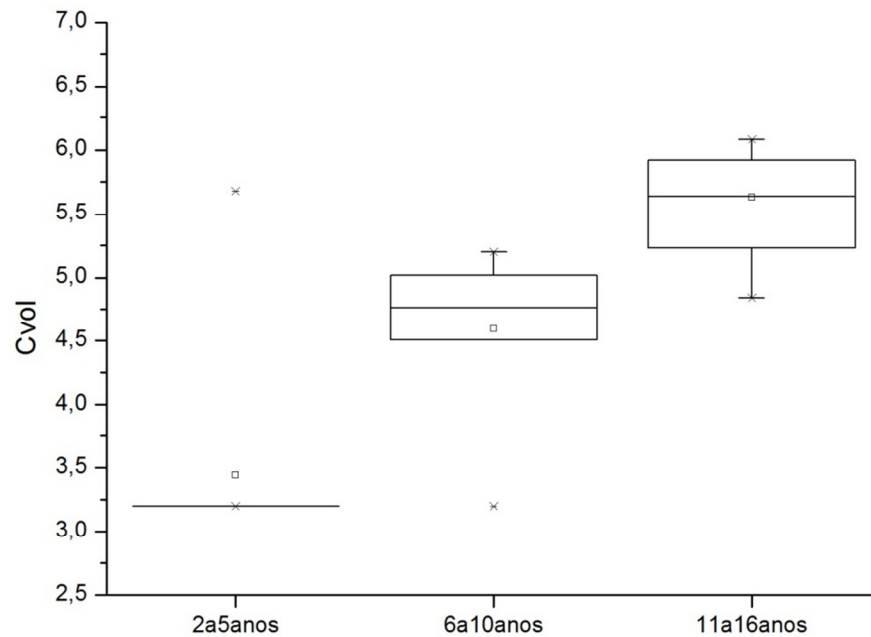


Figura 28 – Valores de C_{vol} para abdômen em diferentes idades.

Quando a Figura 28 é analisada pode-se constatar a variação dos dados de C_{vol} nas diferentes idades. Isso porque a quantidade de dados é limitada. Mas também é possível explicar a variação de C_{vol} quando se analisa a Figura 29 concomitantemente.

As variáveis anatômicas em crianças de idades diferentes são grandes. Não somente nas diferenças de peso e altura, mas também de constituição. O equipamento tomográfico usado neste estudo se utiliza de avaliações de densidade e tamanho do paciente quando se faz a varredura inicial (*scout*). Crianças mais novas têm uma constituição física menos densa do que as crianças mais velhas, que portanto tiveram um desenvolvimento ósseo maior. Portanto é de se esperar que ocorram variantes maiores no emprego do mAs neste tipo de exame, o que não ocorre em exames de crânio e tórax. Esses últimos avaliam uma região anatômica com maior densidade óssea, independente da idade do paciente.

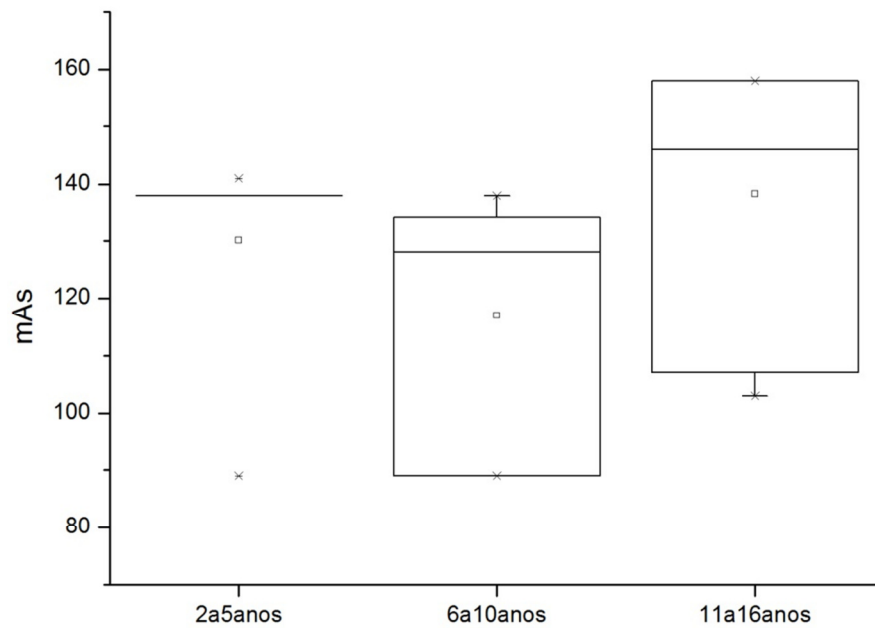


Figura 29 – Valores de mAs empregados para técnica de exames de abdômen para as diferentes faixas etárias.

A Figura 30 trás os dados referêntes ao $P_{KL,CT}$ para crânio nas diferentes faixas etárias.

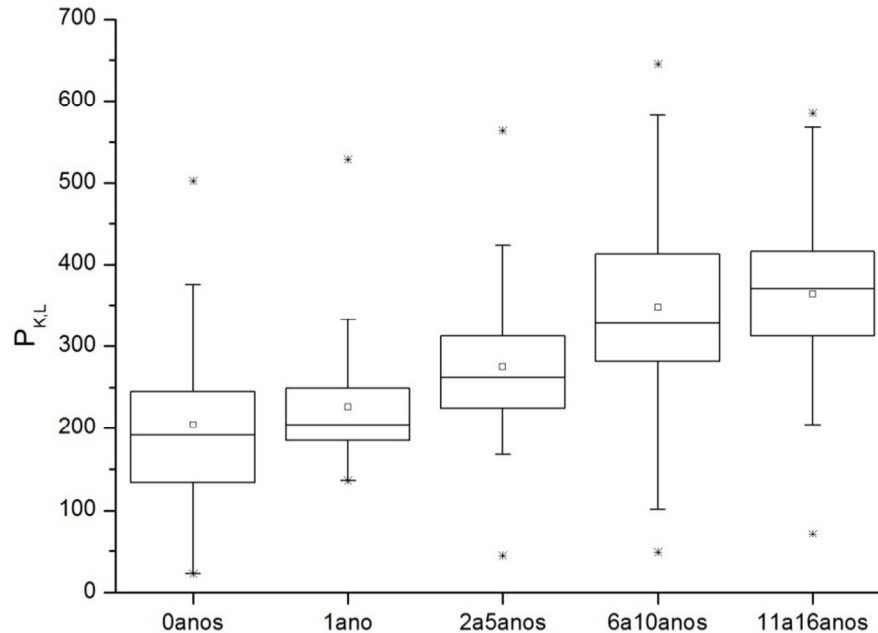


Figura 30 – Valores de $P_{KL,CT}$ para crânio em diferentes idades

A variação dos dados de crânio foi um crescente, como esperado. À medida que o paciente é mais velho, e, portanto maior, a varredura ao longo de todo o exame também cresce, acompanhando a extensão do exame. Os valores de mAs

seguem o mesmo padrão visto nos dados de $P_{KL,CT}$, como demonstrado na Figura 27. Mesmo tendo observado um ponto máximo para a idade de 6 a 10 anos, os dados coletados são condizentes com o esperado.

Os dados de $P_{KL,CT}$ de tórax estão demonstrados na Figura 31.

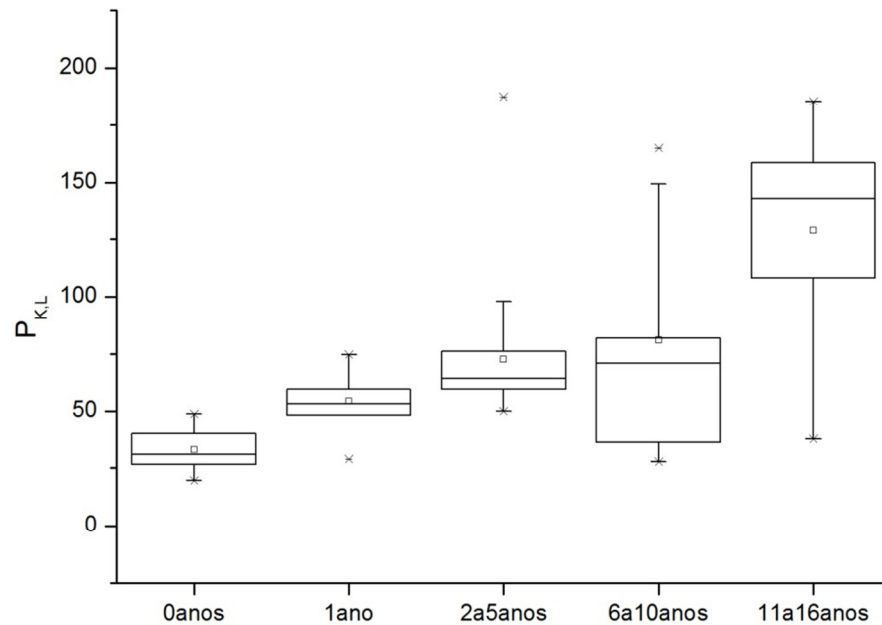


Figura 31 - Valores de $P_{KL,CT}$ para tórax em diferentes idades.

É possível ver uma variação maior nos dados dos pacientes entre 6 a 10 anos e 11 a 16 anos. Porém tanto os valores médios, quanto o terceiro quartil acompanham o crescente que se esperava. Entretanto a dispersão que se pode observar nestas faixas etárias é maior do que a observada nas faixas etárias menores. Isso ocorreu não só pela quantidade pequena de dados que se dispunha, mas também na variação dos parâmetros dos protocolos. É utilizado o objeto simulador padrão de 32 cm nestes pacientes, o que não é recomendado por alguns centros de pesquisa (SHRIMPTON, 2000). Outro fator, é a variação tanto do mAs já discutido, quanto ao *pitch* utilizado nestes casos.

A Figura 32 trás os valores do $P_{KL,CT}$ para exames de abdômen. Não havia dados suficientes de pacientes na faixa de 0 e 1 ano de idade para serem analisados, e portanto não foram considerados neste estudo. Estes dados seguem o padrão de dispersão do apresentado na Figura 29. Crianças mais velhas tendem a ter um comprimento de exame maior, devido a sua constituição física, diferente dos

pacientes mais jovens. Há também o fator de que devido a sua peculiaridade anatomica, a variação do mAs para este tipo específico de exame seja maior.

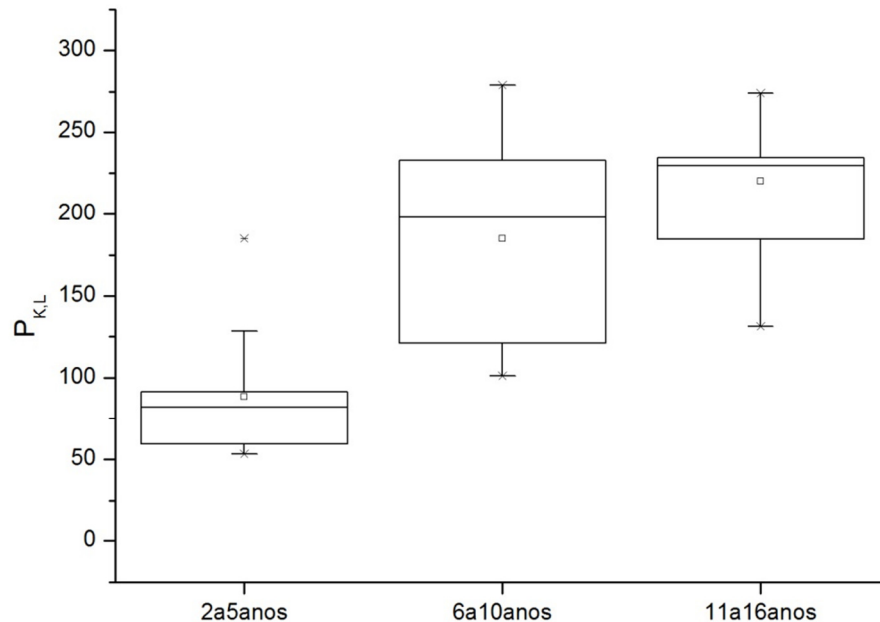


Figura 32 – Valores de $P_{KL,CT}$ para abdômen em diferentes idades.

Portanto a dose empregada a estes pacientes são diferentes das empregadas em exames de crânio, em que o comprimento do exame tem uma amplitude de variação menor, constituição mais homogênea e tamanho de pacientes mais parecidos. No caso de abdômen, essas variáveis interferem consideravelmente. Há também o fator do uso indevido de objeto simulador matemático padrão do equipamento ser de 32 cm, quando o recomendado para idades menores ser de 16 cm. Todas essas variáveis interferem na dose depositada no paciente.

Neste ponto é necessário ressaltar a necessidade de implantação de um programa de otimização de procedimentos no Centro de Imagem do Hospital Pequeno Príncipe. Este estudo tem por um dos objetivos alçar este primeiro passo para a otimização dos procedimentos. Esta avaliação é necessária para que se possa identificar as potenciais falhas e ajustar os parâmetros para a redução da dose, sem, contudo, perder em qualidade da imagem.

A Tabela 10 trás os valores encontrados para os três tipos de exames avaliados neste estudo. Os dados foram tratados nas diferentes faixas etárias, para C_{vol} e $P_{KL,CT}$ no tratamento estatístico de valores médios, máximos, mínimos e de terceiro quartil.

Tabela 10 – Valores de C_{vol} e $P_{KL,CT}$ para as diferentes faixas etárias.

Idade		Cabeça		Tórax		Abdômen	
		C_{vol}	$P_{KL,CT}$	C_{vol}	$P_{KL,CT}$	C_{vol}	$P_{KL,CT}$
0 anos	Média	15,99	204,26	2,52	33,05	4,36	83,2
	Máxima	29,68	502,46	4,36	48,74	-	-
	Mínima	10,22	22,29	1,64	19,71	-	-
	3th quartil	20,41	244,97	2,31	39,94	-	-
1 ano	Média	15,75	226,48	3,12	54,22	3,20	81,93
	Máxima	29,32	528,59	3,42	74,66	-	-
	Mínima	10,84	136,35	2,31	28,98	-	-
	3th quartil	17,35	247,93	3,20	59,99	-	-
2 a 5 anos	Média	19,21	275,17	3,51	72,55	3,44	88,70
	Máxima	44,60	563,38	5,19	187,50	5,68	185,06
	Mínima	13,32	44,54	3,20	49,88	3,20	53,08
	3th quartil	22,21	311,81	3,82	74,23	3,26	91,94
6 a 10 anos	Média	23,15	348,10	3,44	80,93	4,60	185,07
	Máxima	44,60	645,08	6,08	164,91	5,20	279,12
	Mínima	6,54	48,26	1,37	27,68	3,20	101,16
	3th quartil	28,48	412,36	4,40	95,65	4,91	218,04
11 a 16 anos	Média	23,92	364,30	4,94	128,84	5,63	220,15
	Máxima	44,60	584,78	6,08	185,43	6,08	274,08
	Mínima	16,43	71,49	1,40	37,50	4,84	131,07
	3th quartil	28,09	415,78	5,90	158,52	5,96	243,73

Os valores encontrados neste trabalho estão condizentes com os descritos na literatura. Verdum (2008) relatou valores com uma gama de valores dispersa. A Tabela 11 trás os valores típicos de NRDs encontrados em alguns países da Europa e nos Estados Unidos para C_{vol} e $P_{KL,CT}$.

Tabela 11 – Níveis de referência de diagnóstico para crânio (C_{vol} em mGy e $P_{KL,CT}$ em mGy.cm) para diferentes idades de pacientes (ICRP, 2013)

TC de cabeça	1 (ou 0-1 ano) [†]		5 (ou 2 a 5 anos)		10 (ou 6 a 10 anos)	
	C_{vol}^*	$P_{KL,CT}$	C_{vol}	$P_{KL,CT}$	C_{vol}	$P_{KL,CT}$
UK 2005 (Shrimpton et al., 2005)	35/30	270	50/45	470	65/50	620
Germany 2008 (Galanski et al., 2007)	33	390	40	520	50	710
Switzerland 2008 (Verdun et al., 2008) [‡]	20	270	30	420	40	560
France 2009 (Brisse and Aubert, 2009)	30	420	40	600	50	900
Greece 2009 (Yakoumakis et al., 2009)	-	-	-	650	-	975
Belgium 2010 (Buls et al., 2010)	35	280	43	473	49	637

TC de Tórax	1 (ou 0-1 ano)		5 (ou 2 a 5 anos)		10 (ou 6 a 10 anos)	
	C_{vol}^*	$P_{KL,CT}$	C_{vol}	$P_{KL,CT}$	C_{vol}	$P_{KL,CT}$
UK 2005 (Shrimpton et al., 2005)	6 (12)	100 (200)	6,5 (13)	115 (230)	10 (20)	185 (370)
Germany 2008 (Galanski et al., 2007)	1,7 (3,5)	28 (55)	2,7 (5,5)	55 (110)	4,3 (8,5)	105 (210)
Switzerland 2008 (Verdun et al., 2008) [‡]	2,5 (5)	55 (110)	4 (8)	100 (200)	5 (10)	110 (220)
France 2009 (Brisse and Aubert, 2009)	3 (6)	30 (60)	3,5 (7)	63 (126)	5,5 (11)	137 (274)
Greece 2009 (Yakoumakis et al., 2009)	-	-	-	168 (336)	-	289 (578)
Belgium 2010 (Buls et al., 2010)	4,2 (8,4)	38 (76)	4,7 (9,3)	55,5 (111)	4,5 (9)	72 (144)
USA 2008 [§]	4,3 (8,5)	-	4,8 (9,5)	-	5,5 (11)	-

TC de Abdômen/Pelve	1 (ou 0-1 ano)		5 (ou 2 a 5 anos)		10 (ou 6 a 10 anos)	
	C_{vol}^*	$P_{KL,CT}$	C_{vol}	$P_{KL,CT}$	C_{vol}	$P_{KL,CT}$
UK 2005 (Shrimpton et al., 2005)	-	-	-	-	-	-
Germany 2008 (Galanski et al., 2007)	2,5 (5)	70 (145)	4 (8)	125 (255)	6,5 (13)	240 (475)
Switzerland 2008 (Verdun et al., 2008) [‡]	3,5 (7)	65 (130)	4,5 (9)	150 (300)	6,5 (13)	190 (380)
France 2009 (Brisse and Aubert, 2009)	4 (8)	80 (160)	4,5 (9)	121 (242)	7 (14)	245 (490)
Greece 2009 (Yakoumakis et al., 2009)	-	-	-	420 (840)	-	560 (1120)
Belgium 2010 (Buls et al., 2010)	3,9 (7,8)	50,2 (101)	5,5 (11)	104,5 (209)	4,8 (9,5)	119 (238)
USA 2008 [§]	4,3 (8,5)	-	5 (10)	-	5,5 (11)	-

*Para a tomografia, C_{vol} e $P_{KL,CT}$ valores referem-se ao objeto simulador de 16 cm. Para o tórax e abdômen/pelve, valores referem-se ao objeto simulador de 32 cm, seguido pelo correspondente valor de 16 cm entre parênteses.

[†] NRD's propostas para crianças com idades entre 1, 5 e 10 anos (Shrimpton et al., 2005; Brisse e Aubert, 2009; Yakoumakis et al., 2009) ou usando faixas etárias (Galanski et al., 2007; Verdun et al., 2008). A maioria das pesquisas em NDR pediátrica não inclui a categoria específica de 15 anos, embora alguns incluam um grupo de 11 – 15 anos de idade (Galanski et al., 2007; Verdun et al., 2008); o NRD adulto no país, ou um valor intermediário entre adulto e 10 anos pode ser considerado apropriado para adolescentes.

[‡] Suíça adotou os valores do maior estudo alemão (Galanski et al., 2007).

[§] Valores calculados de acordo com as recomendações da Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging, baseada nos valores franceses de NRD futuras para adulto CT abdominal recomendado pelo IRSN, o Instituto Francês de proteção radiológica e Segurança Nuclear, em 2008.

Os dados publicados por esses países demonstram que os valores encontrados no Hospital Pequeno Príncipe é aceitável. Devido aos recursos de modulação de corrente é possível encontrar valores baixos, somando a isso, procedimentos adaptados à pediatria e um equipamento de uso exclusivo em

crianças, pode-se dizer que a dose é reduzida, em relação aos valores relatados na literatura.

Verdum, *et. al.* (2008) pesquisou em dez centros suíços a frequência dos exames de tomografia pediátrica e os valores típicos das quantidades de dose relacionados (C_{vol} e $P_{KL,CT}$) e variações significativas da dose foram encontradas. Com base nesta avaliação, Verdum recomendou o início do processo de otimização visando a diminuição da dose entregue aos pacientes pediátricos. Um elemento fundamental do processo de otimização é um consenso sobre os NRDs que precisam ser usados. Isso se torna uma prioridade, tendo em conta as contribuições (MARTIN, 2006).

A Tabela 12 trás valores de NRDs encontrados para o Reino Unido e Europa de acordo com estudos feitos pela IAEA (2012) e que estabelecem padrões de dose a serem comparados com os estudos efetuados em outros locais. Utilizando o terceiro quartil como valor de referência, pode-se afirmar que os dados coletados no Hospital Pequeno Príncipe estão de acordo com os estudos realizados na Europa.

Tabela 12 – Doses de referência nacional para TC de pacientes pediátricos no Reino Unido. (IAEA, 2012)

Exame	Região	CDTI _{vol} (mGy) ^(a)		DLP (mGy.cm) ^(a)	
		Reino Unido 2003	Reino Unido 2003	Reino Unido 2003	Europa
Crânio (trauma, incluindo lesão não acidental) 0-1 anos	Fossa posterior	35	-	-	-
	Cérebro	30	-	-	-
	Exame completo	-	270	300	-
Crânio (trauma, incluindo lesão não acidental) 5 anos	Fossa posterior	50	-	-	-
	Cérebro	45	-	-	-
	Exame completo	-	470	600	-
Crânio (trauma, incluindo lesão não acidental) 10 anos	Fossa posterior	65	-	-	-
	Cérebro	50	-	-	-
	Exame completo	-	620	750	-

(a) Refere-se à dosimetria de TC com objeto simulador de diâmetro 16cm.

Porém é importante notar que os dados coletados se baseiam nos valores fornecidos pelo próprio equipamento. Para que se tivesse um meio de verificar a dose emitida pelo tomógrafo foi feita uma dosimetria utilizando os parâmetros de exame de crânio com o objeto simulador e dosímetro (câmara de ionização). Portanto foi utilizado dosímetro no modo de “Dose Acumulada” para se ter uma estimativa de quanto um paciente estaria recebendo de dose nas mesmas

condições. Da mesma forma que foi feita a dosimetria padrão, a câmara de ionização foi colocada em cada um dos cinco orifícios do objeto simulador, feitos os disparos e as leituras. Também foi feito o cálculo da dose ponderada para que se chegasse a um valor base e comparado com o fornecido pelo equipamento. Os resultados encontram-se na Tabela 13.

Tabela 13 – Dados de C_{vol} e $P_{KL,CT}$ para a dosimetria e fornecido pelo equipamento do tomógrafo para exames de rotina de crânio, usando objeto simulador de 16 cm.

Modo	C_{vol} (mGy)		$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)	
	Axial	Helicoidal	Axial	Helicoidal
Dosímetro	20,82	28,038	312,35	497,64
Equipamento	16,13	21,40	242,01	379,82

Nota-se que os valores obtidos pela câmara de ionização são maiores do que os fornecidos pelo equipamento. Este valor está na casa de 22,52% para o modo axial e 23,68% para o modo helicoidal. Este procedimento não é normalizado e portanto não pode ser considerado realista. Porém é um indicativo de que as doses entregues ao paciente podem ser superiores ao fornecido pelo tomógrafo.

Uma das razões que pode levar a essa diferença de valor é que quando o tomógrafo é programado e entregue ao usuário final, é feita uma dosimetria com objeto simulador padrão e os dados inseridos no *software* do equipamento. Baseado nestes dados é calculada a dose recebida pelo paciente. Portanto há a possibilidade do objeto simulador usado neste estudo não ser totalmente condizente com o utilizado pelo fabricante. Também é possível que um declínio da ampola, usada com frequência ao longo dos anos, possa precisar de manutenção e nova calibragem do equipamento pelo fabricante.

Outra razão para que a dose fornecida seja diferente da obtida com a dosimetria seja a técnica utilizada. O *software* do tomógrafo faz um cálculo ponderado da dose depositada no paciente. Diferentemente do procedimento adotado na dosimetria que dá um resultado acumulado, não levando em conta outros fatores.

Portanto é necessário frisar que este procedimento foi experimental e não validado, mas que pode ser desenvolvido em trabalhos futuro, já que é de fácil aplicação no serviço de imagem. Apesar da verificação destas diferenças este estudo utilizou somente os valores fornecidos pelo equipamento e nas simulações computacionais aplicadas.

5.5 AVALIAÇÃO DA DOSE EFETIVA E RISCO

A Dose Efetiva conforme definida pela norma ICRP 60 (1991) “reflete o risco radiológico de uma exposição de corpo inteiro para uma população de referência que inclui indivíduos de ambos os sexos e de todas as idades.” Entretanto em radiodiagnóstico, o que se observa é a exposição parcial do paciente. Além disto, a frequência de exames depende do sexo e da idade dos indivíduos expostos.

Os exames de TC estão muito abaixo do limiar de efeitos determinísticos de indução ao câncer ou morte, porém podem ter influência na estimulação de mutações carcinogênicas ou genéticas no indivíduo exposto (ICRP, 1991). É necessário ter uma atenção especial quando se realizam repetidos exames de TC, isso devido ao efeito cumulativo de radiação no corpo humano (WAGNER, 1994; STRUELENS, 2005).

Como citado anteriormente não é possível medir a dose diretamente em pacientes que realizam exames de TC. O modo mais direto de se fazer isso é através de objetos simuladores antropomórficos, com o uso de dosímetros específicos (HUDA, 2001). Outro método bastante utilizado é a simulação computacional por Monte Carlo. Porém estes dois métodos constituem em uma avaliação estimada da dose entregue ao paciente, já que se utilizam de objetos simuladores padrão, e não da realidade de cada paciente.

Destes dois métodos surgiram muitas controvérsias nas suas aplicações e confiabilidade. Para isso foi proposto pela *European Working Group for Guidelines on Quality Criteria In Computed Tomography* um método genérico de estimativa de dose (JESSEN, PANZER, SHRIMPSON et al., 2000). Os valores das doses efetivas calculadas com o pacote NRPB (*National Radiological Protection Board*) Monte Carlo organ coefficients (JONES e SHRIMPSON, 1993) foram comparados com valores da $P_{KL,CT}$ para determinar um coeficiente k . Os valores de k são dependentes da região do corpo irradiada como mostra a Tabela 14.

Tabela 14 – Valores do fator de conversão k (AAPM, 2008)

Região do corpo	k (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)				
	0 anos	1 ano	5 anos	10 anos	Adulto
Pescoço e cabeça	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
Abdômen	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tronco	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

A norma ICRP 103 não estabelece níveis de referência em diagnóstico para dose efetiva, somente C_w e $P_{KL,CT}$. Porém esta norma foi utilizada para a determinação do risco, já que estabelece o fator de ponderação do órgão, segundo a ICRP 60.

A Tabela 15 fornece informações sobre doses de TC em termos de período equivalente de radiação de fundo. Alguns radiologistas têm questionado o uso destas escalas em pacientes ou profissionais por achar que é assustador ter uma escala que é equivalente ao raio X de tórax ou muitos anos da radiação de fundo. No entanto, no interesse dos pacientes, é essencial que uma medida facilmente compreensível de dose e risco esteja disponível, bem como um sentido do benefício real a ser derivada de uma escala.

Tabela 15 – Doses típicas de diversos exames, expressas em dose efetiva e no período homólogo de radiação de fundo com associação maior risco de câncer (IAEA, 2010)

Procedimento	Dose Efetiva (mSv)	Aumento do risco de câncer	Período equivalente de radiação de fundo
Sem dose (MRI, ultrassom)	Não definido / não aplicável	Não definido	Sem equivalente
Baixa dose (raios X de tórax e extremidades)	< 0,1	1 em 1 milhão	Alguns dias
Dose intermediária (urografia intravenosa, coluna lombar, abdome, cabeça e pescoço, CT)	1 a 5	1 em 10.000	Alguns dias até alguns meses
Doses altas (TC de tórax ou abdômen, cintilografia cardíaca, angiografia cardíaca, enema de bário)	5 a 20	1 em 2000	Alguns anos até muitos anos
Radiação de fundo	2,4	1 em 5000	-

A Tabela 16 trás um resumo dos NRDs para dose efetiva nas diferentes normas que estão sendo consultadas. A norma da HPA tem suas variações de acordo com a faixa etária e coincide com os grupos de idades estudados neste

trabalho. Porém as normas AAPM 96 e EUR 16262 não possuem essa distribuição em faixas etárias.

Tabela16 – NRD's de dose efetiva para os protocolos HPA, AAPM 96 e EUR 16262

Idade	Dose Efetiva (mSv)		
	HPA	AAPM 96	EUR 16262
0 anos	2,3 a 2,6		
1 anos	2,2		
2 a 5 anos	1,6 a 1,7	1 a 2	0,9 a 1,9
6 a 10 anos	1,2 a 1,3		
11 a 16 anos	1,1		

Pode-se concluir que considerar sempre o mesmo nível de dose para todas as faixas etárias é incompatível com a realidade clínica. Há a necessidade desta divisão devido a diferenças de tamanho do paciente e a quantidade de dose que pacientes de tamanhos diferentes recebem. Como já foi mencionado, pacientes mais jovens tendem a receber uma dose maior do que pacientes mais velhos. Quanto mais próximo se chega da fase adulta menor é a dose recebida.

A Figura 33 mostra os valores coletados no equipamento de TC para exame de crânio. Nota-se que a dose efetiva diminui com o aumento da idade. Isso ocorre por causa do método de cálculo de dose efetiva. Pacientes mais jovens são mais suscetíveis à radiação ionizante, diferentemente dos pacientes mais velhos, que tem sua constituição física mais parecida com o adulto, e portanto menos afetado pela dose recebida. Os valores coletados pelo equipamento de TC estão dentro do esperado pela norma.

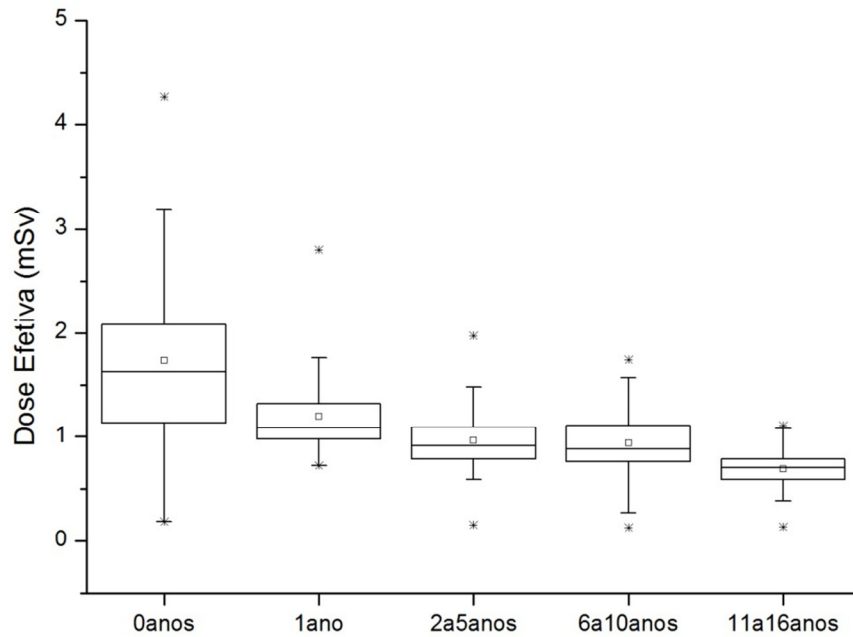


Figura 33 – Dose efetiva para os grupos de faixas etárias de crânio

Apesar da maioria das amostras estar dentro dos valores estipulados nos documentos internacionais, há alguns dados fora do intervalo esperado. Isso se deve a mudanças nos parâmetros do exame, repetitividade de alguns procedimentos, principalmente no caso de pacientes muito jovens (0 anos e 1 ano). Essas repetições se dão por movimento da criança durante o exame. Muitas crianças precisam ser anestesiadas para que o procedimento ocorra e isso pode acarretar em movimento involuntário durante o processo.

A Figura 34 apresenta o resultado de dose efetiva para pacientes submetidos ao exame de tórax.

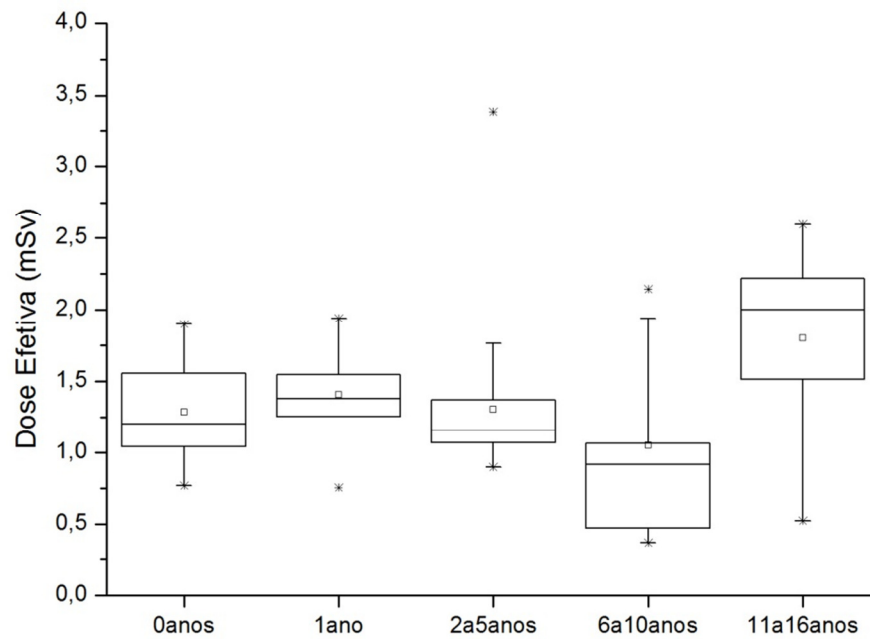


Figura 34 – Dose efetiva para os grupos de faixas etárias de tórax

Nota-se que a dispersão destes dados é maior do que a anterior. Isso ocorre porque há menos dados de tórax do que de crânio, como discutido anteriormente. A dose efetiva para pacientes mais velhos é consequência da anatomia típica desta faixa etária. São crianças mais alongadas do que as mais jovens e, portanto tem um comprimento de exame maior, acarretando em doses efetivas maiores em alguns pontos. Isso é de se esperar, já que a dose efetiva está dependente do comprimento do exame, intrínseco no $P_{KL,CT}$.

A Figura 35 mostra a dose efetiva para pacientes submetidos ao exame de abdômen nas faixas etárias de 2 a 5 anos, 6 a 10 anos e 11 a 16 anos. Não houve dados suficientes na faixa de 0 e 1 ano.

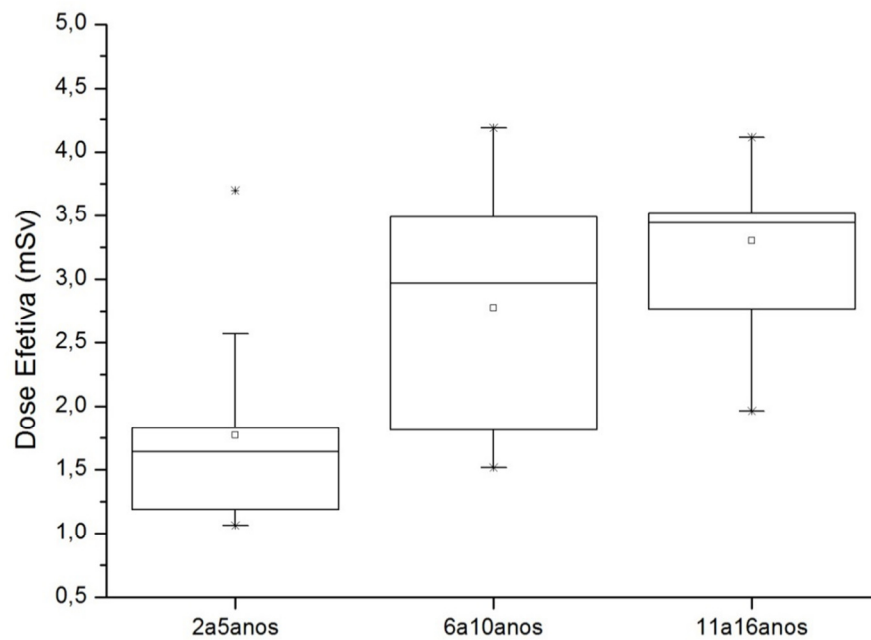


Figura 35 – Dose efetiva para os grupos de faixas etárias de abdômen

A dispersão do gráfico no caso de exames de abdômen é ainda maior do que de tórax. Isso ocorre acompanhando a distribuição do $P_{KL,CT}$. Como já discutido anteriormente, a constituição anatômica deste pacientes (idades maiores tem comprimento maior de exame) quanto a maior variação do mAs no procedimento trás como consequência uma maior amplitude de dados do $P_{KL,CT}$. Como a dose efetiva está ligada a esta última medida, é natural que os valores de dose efetiva também seja maiores.

Para que haja diminuição destes valores faz-se necessário uma revisão dos protocolos para este exames nas diferentes faixas etárias, assim como o *pitch* e o mAs empregado.

A Tabela 17 apresenta os valores encontrados para dose efetiva nos exames analisados neste estudo.

Tabela 17 – Valores de dose efetiva para cabeça, tórax e abdômen nas diferentes faixas etárias

Idade	Dose efetiva (mSv)			
	Cabeça	Tórax	Abdômen	
0 anos	Média	2,25	1,29	4,08
	Máxima	5,53	1,90	-
	Mínima	0,25	0,77	-
	3th quartil	2,69	1,56	-
1 ano	Média	1,52	1,41	2,46
	Máxima	3,54	1,94	-
	Mínima	0,91	0,75	-
	3th quartil	1,66	1,56	-
2 a 5 anos	Média	1,10	1,31	1,77
	Máxima	2,25	3,38	3,70
	Mínima	0,18	0,90	1,06
	3th quartil	1,25	1,34	1,84
6 a 10 anos	Média	1,11	1,05	2,78
	Máxima	2,06	2,14	4,19
	Mínima	0,15	0,36	1,52
	3th quartil	1,32	1,24	3,27
11 a 16 anos	Média	0,77	1,80	3,30
	Máxima	1,23	2,60	4,11
	Mínima	0,15	0,53	1,97
	3th quartil	0,87	2,22	3,66

Considerando os valores encontrados, e levando-se em consideração que usa-se o terceiro quartil dos valores coletados, pode-se dizer que os dados encontrados no Hospital Pequeno Príncipe, para exame de tomografia de crânio em pacientes pediátricos está dentro das NRDs recomendadas em protocolos internacionais.

Alguns valores encontrados acima dos limites de referência devem ser avaliados caso a caso. Isso porque a dose depositada no paciente depende muito da situação em que se encontra. Em alguns momentos o médico pode pedir um procedimento mais detalhado de certa região, para que não haja dúvidas no diagnóstico, o que justificaria o aumento da dose.

O risco de câncer em pacientes que se submetem a exames de tomografia computadorizada no Hospital Pequeno Príncipe é menor devido a valores menores de corrente, depositando menor dose no paciente.

As melhores estimativas de risco disponíveis sugerem que a TC em pediatria poderá resultar em aumento de risco de câncer maior do que a TC em adultos,

devido à dose maior por corrente. Configurações de corrente inferiores podem ser usadas para crianças sem perda significativa de informação, embora o risco-benefício é ainda fortemente inclinado em direção ao benefício, pois a frequência dos exames pediátricos de TC aumenta rapidamente. Estimativas de que os riscos de vida para crianças não são negligenciáveis e podem estimular redução maior dos parâmetros de exposição em TC em pacientes pediátricos, deve-se estar consciente da necessidade de cuidado com a imagem e o diagnóstico (BRENNER, 2001).

A observação dos valores de risco para pacientes pediátricos, obtidos através dos cálculos computacionais durante o estudo tomográfico proposto, permite avaliar o valor de risco para incidência e mortalidade causado por câncer.

González e Darby (2004) conduziram um estudo em que o risco cumulativo induzido por câncer pode ser atribuído ao radiodiagnóstico em 0,6% dos casos na idade de 75 anos. Chegou-se a esta conclusão baseado nos dados de radiodiagnóstico de todas as modalidades realizadas no Reino Unido e em outros 14 países combinado com a dose órgão individuais do corpo e modelos de risco na literatura. Os valores do risco de incidência de câncer e a mortalidade, verificados neste estudo, para a tomografia computadorizada de crânio, tórax e abdômen são mostrados na Tabela 18.

Tabela 18 – Estimativa do risco de câncer para exames de crânio, tórax e abdômen em diferentes faixas etárias.

Idade	Sexo	Risco de Câncer	Cabeça	Tórax	Abdômen
			casos por 100.000		
0 anos	Feminino	incidência	141,0	106,2	103,9
		Mortalidade	30,8	43,6	44,1
	Masculino	incidência	94,2	29,8	71,9
		Mortalidade	28,9	18,4	32,2
1 ano	Feminino	incidência	740,8	115	71,4
		Mortalidade	375,2	56,1	29,3
	Masculino	incidência	161,1	37,5	-
		Mortalidade	147,7	27,5	-
2 a 5 anos	Feminino	incidência	51,9	97,8	64,9
		Mortalidade	25,6	47,2	27,7
	Masculino	incidência	62,1	19,1	41,1
		Mortalidade	30,3	17,4	21
6 a 10 anos	Feminino	incidência	44,9	80,9	39,7
		Mortalidade	27,6	40,3	22,3
	Masculino	incidência	56,9	22,3	42,2
		Mortalidade	33,5	18,4	22,2

Estes dados foram calculados usando o *software* matemático por Monte Carlo DoseCal X_CT. Este programa, que está disponível gratuitamente online, é um *software* experimental. Os valores de risco de incidência e mortalidade por câncer são baseados no documento BEIR VII (2006).

Na ausência de dados epidemiológicos sobre o número de indivíduos submetidos ao exame tomográfico de crânio, tórax e abdômen pediátrico no Brasil, a estimativa de risco de indução de câncer mostrada na Tabela 19 foi ainda analisada de forma comparativa com dados da taxa estimada de casos de câncer no ano de 2014, para cada 100.000 indivíduos fornecidos pelo INCA (Instituto Nacional do Câncer).

Estima-se que no Brasil surgiram cerca 395 mil casos novos de câncer, 204 mil para o sexo masculino e 190 mil para sexo feminino. É incontestável que o câncer é hoje, no Brasil, um problema de saúde pública. Em homens, os tipos mais incidentes serão os cânceres de próstata, pulmão, cólon e reto, estômago e cavidade oral; e, nas mulheres, os de mama, cólon e reto, colo do útero, pulmão e glândula tireoide. No caso de pediatria, o câncer é considerada uma doença rara, e corresponde entre 1% e 3% de todos os casos relatados. Frequentemente, as neoplasias infanto-juvenis tem um tempo de latência pequeno e são muito mais

agressivas. No caso de incidência e morte por câncer provocado por radiação ionizante, a latência de efeitos carcinogênicos no paciente é de muitos anos. Entretanto é necessário lembrar que caso haja alguma alteração gênica prévia no indivíduo, o surgimento do câncer pode ocorrer ainda na fase infantil.

Por não haver valores de referencia máximo para o risco, não é possível afirmar que os dados encontrados neste estudo estejam dentro do esperado. Entretanto é necessário ressaltar que sempre que for possível deve-se diminuir a incidência de radiação ionizante em crianças para reduzir a probabilidade de incidência de câncer tanto na fase pediátrica, quanto na adulta.

5.6 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM

Os testes foram realizados segundo o protocolo estabelecido no manual do fabricante do objeto simulador e pelo protocolo da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA, 2005). A seguir são descritos os procedimentos adotados em cada módulo do objeto simulador e o respectivo critério avaliado. O objeto simulador foi posicionado segundo a recomendação do fabricante (Figura 36) e realizada a varredura.



Figura 36 – Objeto simulador para controle de qualidade de imagem para tomografia computadorizada

Quanto à exatidão entre a espessura de corte selecionada e a medida na imagem o equipamento está dentro do estabelecido por norma. Existe uma dependência entre a espessura de corte e a resolução de baixo contraste. Considerando-se uma mesma corrente, a redução de espessura de corte diminui a borrosidade da imagem, entretanto aumenta o ruído e diminui a resolução de baixo contraste. Isso pode levar a dificuldades no diagnóstico de certas lesões, ou exposição desnecessária do paciente. Para compensar o ruído, o operador pode aumentar a corrente desnecessariamente ou repetir o exame, o que só aumentaria a dose no paciente. A provável causa deste problema é a falta de calibração dos colimadores (SEERAM, 2008).

Os parâmetros de resolução de baixo contraste e de uniformidade estavam conformes com os limites de tolerância para o equipamento avaliado. Também foi avaliada a dependência do número de TC da água com a espessura de corte e a tensão do tubo. O tomógrafo testado atende aos testes de dependência do número de TC com a variação da espessura de corte e variação da kVp.

Na avaliação do critério de baixo contraste o parâmetro utilizado é a visualização do conjunto de cilindros com o menor diâmetro na imagem. O critério para aprovação é a visualização do grupo de cilindros de 6mm para o protocolo de abdômen adulto e 5mm para o protocolo de crânio.

O ruído foi avaliado nas imagens como o desvio padrão do número de TC em uma ROI feita na região central do objeto simulador utilizando uma técnica de crânio pediátrico. Verificou-se que o nível de ruído variou entre 0,44 a 0,115 (Tabela 19). São valores abaixo do mínimo exigido no protocolo da ANVISA (2005). O percentual de ruído variou de 0,44 a 1,15%. A ANVISA não estabelece valores de tolerância para a avaliação do ruído.

A avaliação da resolução de alto contraste é realizada observando a quantidade máxima de pares de linha por milímetro que pode ser distinguida na imagem do objeto simulador. Os valores encontrados neste estudo estão dentro do esperado, segundo protocolo da ANVISA. A resolução de alto contraste alta leva a um aumento da dose no paciente ou gerar ruído prejudicando a observação de um possível achado radiológico.

6 CONCLUSÕES

Os dados de levantamento epidemiológico do Centro de Imagem do Hospital Pequeno Príncipe foi de grande ajuda para a conclusão deste estudo, tendo em vista a necessidade de se conhecer os tipos diferentes de perfis de pacientes pediátricos atendidos na instituição.

Em relação aos níveis de referência diagnóstica sugeridos pela Comunidade Europeia, apesar da diferença entre os valores determinados pela análise computacional, experimentalmente e fornecidos pelo fabricante, podemos concluir que os valores de $P_{K,L}$ e C_{vol} , sugeridos como padrões de boa prática para o estudo tomográfico do crânio, tórax e abdômen estão dentro do esperado. Entretanto há possibilidade de implementação de um programa de otimização no Centro de Imagem do Hospital Pequeno Príncipe. Devido à situação tecnológica atual, não foi possível compararmos com os padrões nacionais sugeridos pela portaria 453 (BRASIL, 1998).

O objeto simulador construído especificamente para este estudo mostrou-se bastante útil, além de ser mais econômico do que os vendidos oficialmente. Também pode-se afirmar que após a validação do objeto simulador com os testes comparativos com objeto simulador padrão é confiável para uso em pesquisas em diagnóstico médico.

Os níveis de exposição aos raios X pela técnica de tomografia computadorizada de crânio, tórax e abdômen em pacientes pediátricos, permanece dentro dos níveis observados pela técnica tomográfica helicoidal sem se observar um aumento significativo do mesmo, apesar do grande ganho de informações proporcionado.

A dose efetiva calculada para o grupo de estudo estava dentro dos limites de Nível de Referência em Diagnóstico nos protocolos internacionais. Porém foi observado que alguns pacientes estão com dados superiores ao esperado, e portanto carecem de investigação. O risco biológico pôde ser estimado e analisado em relação à estimativa de incidência de câncer fornecida pelo INCA, que não considera um fator causal específico, para o ano de 2014.

A avaliação da qualidade da imagem foi de fundamental importância porque é um requisito básico para qualquer avaliação da dose. Quando se baixa a dose, mas perde-se em qualidade de imagem, não é possível ter um diagnóstico confiável e, portanto, o objetivo primordial do exame de tomografia computadorizada perde-se por completo, necessitando muitas vezes uma nova exposição e conseqüentemente um aumento da exposição do paciente. Assim sendo, os valores encontrados na avaliação da qualidade da imagem estão dentro dos estipulados por norma, e de excelente qualidade para o diagnóstico médico.

7 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS

A principal sugestão para trabalhos futuros seria a de iniciar o processo de otimização dos procedimentos tomográficos. Isso poderia ser feito modificando os protocolos para parâmetros mais condizentes com a idade e tamanho dos pacientes atendidos no Centro de Imagem do Hospital Pequeno Príncipe.

Outra sugestão é a de fazer um estudo de avaliação dose em órgão para estes pacientes. Desta forma é possível ter uma estimativa da dose recebida neste grupo específico de crianças. Além do uso do programa computacional DoseCal X_CT, poder-se-ia utilizar outros programas e comparar seus resultados e valores obtidos com dosimetria.

Uma avaliação mais profunda é necessária dos NRD's locais, com um acompanhamento por um período maior de tempo, que pode ser uma ótima sugestão de continuidade.

Também é possível sugerir um procedimento de validação de dose acumulada em comparação com a dose apontada pelo equipamento de tomografia. Será necessário o uso de outros modelos de objetos simuladores para que se possa chegar a uma conclusão mais definitiva.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AAPM. The American Association of Physicists in Medicine, The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. College Park, MD. AAPM Report 96 (2008).
- AAPM. The American Association of Physicists in Medicine, Size-specific Dose Estimates (SSDE) in Paediatric and Adult Body CT Examinations, Rep. 204, AAPM, New York (2011).
- AAMP, Report nº 204. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. One Physics Ellipse, College Park, MD. 2011
- ABRAMOFF, M. D., MAGELHAES, P.J., RAM, S.J. Image processing with ImageJ. *Biophotonics International*. 2004;11:36–42.
- ANVISA, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico médico: Desempenho de equipamentos e segurança. Editora Anvisa. Brasília, 2005.
- ATTIX, F. H. *Introduction on radiological physics and radiation dosimetry*, 2nd ed., New York, N.Y: John Wiley & Sons (1986).
- BAERT, A. L.; KNAUTH, M.; SARTOR, K. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography. Berlin : Springer, 2007.
- BASTOS, A. de L.; Doses e risco de radiação em estudo tomográfico computadorizado do tórax com tecnologia de quatro cortes. Dissertação de Mestrado. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Programa de pós-graduação em ciência e tecnologia das radiações, minerais e materiais. 2006
- BAUHS, J. A., et al. CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices. 2008, *RadioGraphics*, Vol. 28, pp. 245-253.
- BEIR VII. Board on Radiation Effects Research Division on Earth and Life Studies. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. Washington, DC. 2006
- BORRÁS, C.; HUDA, W.; ORTON, C. G. The use of effective dose for medical procedures is inappropriate. *Med. Phys.* **37**, 3497 (2010)

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453. Dispõe sobre as diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília: Diário Oficial da União; 2 de junho de 1998.

BRENNER D., ELLISTON C., HALL E., BERDON, W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2001 Feb;176(2):289-96.

BRENNER DJ, ELLISTON CD, HALL EJ, et al. Estimates of the cancer risks from pediatric CT radiation are not merely theoretical: comment on "point/counterpoint: in x-ray computed tomography, technique factors should be selected appropriate to patient size. against the proposition". *Med Phys.* 2001;28: 2387–8.

BRENNER, D. J.; HALL, E. J. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. Massachusetts : The new england journal of medicine, 2007.

BRISSE, H.J., AUBERT, B. CT exposure from pediatric MDCT: results from the 2007–2008 SFIPP/ ISRN survey. *J. Radiol.* 90, 207–215. 2009

CALDOSE, 2014, Disponível em: <<http://www.caldose.org/>>

CARLOS, M. T. Tomografia Computadorizada: formação da imagem e radioproteção. Rio de Janeiro, IRD, 2002.

CHAPPLE, C. L., Optimisation of protection in pediatric radiology. IRPA 12, Refresher Course 14, 19-24th-October, 2008, Buenos Aires, Argentina

COSTA NETO A., GHILARDI NETTO T., RIBEIRO S. M. Doses estimadas em exames tomográficos de crânio para pacientes adulto e pediátrico. In: XII Congresso Brasileiro de Física Médica; 2007 Jun 6-9; Foz do Iguaçu, PR, Brasil

DAROS, K. A. C. Avaliação das doses de radiação X em exames pediátricos de tomografia computadorizada de crânio com base em estudos de otimização [tese de doutorado]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo; 2005.

EUROPEAN COMMISSION. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Luxemburg, 1996 (Report, 16260).

- EUROPEAN COMMISSION. Proteção contra as Radiações 109. Orientações relativas aos Níveis de Referência em Diagnóstico (NRDs) para exposições médicas. 1999
- EUROPEAN COMMISSION. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Luxemburg, 2000. (Report, 16262)
- EUROPEAN COMMISSION. CT Safety and Efficacy a Brad perspective. Disponível em: <http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm>. Acessado em 10/01/2013. 2004
- FERREIRA, C. C.; XIMENES, R. E.; . GARCIA, C. A. B; VIEIRA, J. W.; MAIA, A. F. "Total mass attenuation coefficient of ten materials commonly used to simulate human tissue", *submetido ao Journal of Conferences series* (2008).
- FERREIRA, C. C.; Desenvolvimento de metodologia para calculo de dose efetiva em tomografia computadorizada. Tese de doutorado. Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2010.
- FORSHER, S. Essentials of Radiation Biology and Protection. Canada : Delmar, 2002.
- GE, General Electric Company, BrightSpeed e LightSpeed™ RT16/Xtra, Manual do usuário, 2008.
- GONZÁLEZ A. B., DARBY SARAH. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *The Lancet*. v. 363, p. 345-351, 2004
- HOFER, M., *CT Teaching Manual*. Stuttgart (Germany): Georg Thieme Verlag, 2000.
- HUDA, W., C. C. CHAMBERLAIN, ET AL. "Radiation doses to infants and adults undergoing head CT examinations." *Medical Physics* 28(3): 393. 2001
- IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for safety of radiations sources. Vienna: IAEA, 1996 (Safety Series, 115)

IAEA. INTERNATIONAL AGENCY ENERGY ATOMIC. *Technical Reports Series no. 457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An international code of Practice*, IAEA, Vienna (2007).

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Safety Reports Series no. 71. Radiation Protection in Paediatric Radiology. Vienna: IAEA, 2012.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection of Patients (2010). Disponível em: <<http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/>>, Acessado em 11/07/2013.

ICRP. Publication 60. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. s.l. : Annals of ICRP, 1991. 21:1–201.

ICRP Publication 73. Radiological Protection and Safety in Medicine - Annals of the ICRP Vol. 26 No. 2. Oxford : Pergamon Press, 1996.

ICRP. International Commission on Radiological Protection, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103*, Oxford: Elsevier, (2007).

ICRP. International Commission on Radiological Protection. Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. ICRP Publication 121. Ann. ICRP 42(2). 2013

ICRU, nº 48. International Commission on Radiation Units and Measurements. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU Report 48. Bethesda: ICRU; 1992.

ICRU, nº 60. International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental quantities and units for ionizing radiations. ICRU Report 60. Bethesda: ICRU; 1998.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. Estimativa 2014: incidência de câncer no Brasil. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br>>. Acessado em: 28/11/2014

IMAGE GENTLY, Disponível em <<http://www.imagegently.org/>> Acessado em 03/04/2012

ImPACT Technology 4 Update,. *Multi-Slice CT Scanners*. Londres : s.n., 2002.

ImpactCT Patient Dosimetry Calculator. Programa para cálculo de dose. Versão 1.0.4 de 27/05/2011

JESSEN, K. A.; SHRIMPTON, P. C.; GELEIJNS J.; et al. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. *Appl Radiat Isot.* 1999; 50:165–72.

JESSEN, K. A.; PANZER, W.; SHRIMPTON P. C. *EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. Luxembourg : Office for Official Publications of the European Communities, 2000.

JONES, D. G. e SHRIMPTON, P. C. Normalised Organ Doses for X-ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques. s.l. : National Radiological Protection Board (NRPB 250). Software Report. (1993)

JORMADA, T. S.; SILVA, T. A. IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety - IRPA 2013. Rio de Janeiro, RJ, Brazil, April 15-19, 2013.

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.

LEWIS, M. Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. *ImPACT Technology Update nº3*. London: ImPACT; 2005.

LIMA, J. P. *Técnicas de diagnóstico com raios X*. Coimbra : Imprensa da Universidade de Coimbra, 2005. 475-587.

MAHESH, M. *MDCT Physics, The Basics. Technology, Image Quality and Radiation Dose*. Editora Wolters Kluwer health and Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, 2009.

MAIA, A. F. *Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada*, Tese de Doutorado, São Paulo, IPEN/CNEN (2005).

MARTIM, D. R.; SEMELKA, R. C. Health effects of ionising radiation from diagnostic CT. *Lancet* 367:1712-1714. 2006

MARTIN, C. J., Radiation Dosimetry For Diagnostic Medical Exposures. Radiation Protection Dosimetry (2008), Vol. 128, No. 4, pp. 389–412

MCNITT-GRAY, M. F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT: Radiation Dose in CT. *Radiographics*, **22**, p.1541-1553 (2002).

MEDEIROS, J. Qualidade da imagem versus dose em Tomografia Computadorizada, otimização dos protocolos de crânio. Dissertação de mestrado. Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra. 2009

NAGEL, H. D. Radiation Exposure in Computed Tomography – 4th revised and updated edition CTB publications. Hamburg DDS, 2002.

NCRP, Report nº 107. Implementation of the principle of as low as reasonably achievable (ALARA) for medical and dental personnel. Bethesda, MD. Issue December 31, 1990.

NCRP, Report nº 122. Use of personal monitors to estimate effective dose equivalent and effective dose to workers for external exposure to low-let radiation. Bethesda, MD. Issue December 27, 1995.

NRPB: National Radiological Protection Board - Reino Unido. Guidelines on Patient Dose to Promote Optimisation of Protection for Diagnostic Medical Exposures - vol. 10 (nº1), 1999.

OKUNO, E. Epidemiologia do câncer devido a radiações e a elaboração de recomendações. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009;3(1):43-55.

PEARCE M.S. Patterns in paediatric CT use: an international and epidemiological perspective. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2011; 55: 107–09.

PEARCE, M.S. et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *The Lancet*, 2012.

PHE, Public Health England. Normalised Organ Doses for X-Ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques. NRPB-SR250. National Radiation Protection Board, UK. 2014

- PRESTON DL, RON E, TOKUOKA S, et al. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. *Radiat Res.* 2007;168:1–64.
- PROKOP, M.; GALANSKI, M. *Spiral and multislice computed tomography of the body.* Estugarda : Thieme, 2003.
- RODRIGUES, S. I.; ABRANTES, A. F.; RIBEIRO, L. P.; ALMEIDA, R. P.P. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. *Radiologia Brasileira.* vol.45 no.6 São Paulo Oct./Dec. 2012
- SEERAM,E. *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control,* 3 ed. USA, Saunders. 2008
- SHRIMPTON, P.; WALL, B. Reference doses for paediatric computed tomography. *Radiat Protect Dosim* 2000;90:249–252.
- SHRIMPTON, P. C.; HILLIER, M. C.; LEWIS, M. A.; DUNN, M. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK. National Radiological Protection Board (NRPB-W67 2003 Review). Health Protection Agency: London, 2005.
- SHRIMPTON, P. C.; HILLIER, M. C.; LEWIS, M. A.; DUNN, M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *The British Journal of Radiology,* 79, 968-980. 2006
- SODICKSON A, BAEYENS PF, ANDRIOLE KP, et al. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology.* 2009;251:175–84.
- STAMM, G.; NAGEL, H.D. CT-expo – a novel program for dose evaluation in CT. *Rofo* 2002 174:1570–1576
- STRAUSS, K.J., GOSKE, M.J., FRUSH, D.P., BUTLER, P.F., MORRISON, G., Image gently vendor summit: working together for better estimates of pediatric radiation dose from CT, *AJR Am. J. Roentgenol.* **192** (2009) 1169–1175.
- STRUELENS, L.; VANHAVERE F.; BOSMANS H.; VAN LOON R.; MOL H. Skin dose measurements on patients for diagnostic and interventional neuroradiology: a multicentre study . *Radiat Prot Dosimetry* 2005 ; 114 (1-3): 143 – 146 .

UCDAVIS. Radiation Dose Reporting. Department of Radiology, 1º de julho de 2012. Disponível em <<http://www.ucdmc.ucdavis.edu/radiology/RadiationDose.html>>. Acessado em: 09/10/2014

UNSCEAR. United Nations Scientific Committee On The Effects Of Atomic Radiation. Sources Effects And Risks Of Ionizing Radiation. Source Unscear 1993 report to the general assembly .New York: United Nations. 922 p. (Sources and effects of ionizing radiation)

UPTON A. C. The state of the art in the 1990's: NCRP report number 136 on the scientific bases for linearity in the dose-response relationship for ionizing radiation. Health Physics v. 85, p.15-22, 2003

VERDUN, F.R., LEPORI, D., MONNIN, P., et al. Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations. Eur Radiol. 2004;14:835–41.

VERDUN, F.R., GUTIERREZ, D., VADER, J.P. CT radiation dose in children: a survey to establish agebased diagnostic reference levels in Switzerland. Eur. Radiol. 18, 1980–1986. 2008

WAGNER, L.K.; EIFEL, P.J.; GEISE R.A. Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures . J Vasc Interv Radiol 1994 ; 5 (1): 71 – 84 .

WALL B. F. Radiation protection dosimetry for diagnostic radiology patients – Radiation Protection Dosimetry v.109, p. 409-419, 2004.

WHO, World Health Organization, The WHO Child Growth Standards. 2014 Disponível em: <http://www.who.int/growthref/who2007_bmi_for_age/en/> Acessado em: 12/07/2014

ANEXO A

CÂMERA DE IONIZAÇÃO

A câmara de ionização é um dosímetro composto essencialmente por ar. A interação da radiação ionizante com a câmara de ionização pode produzir excitação e ionização. Na ionização, são formados pares elétron-íon que são coletados por eletrodos através de uma diferença de potencial. Os elétrons são coletados pelo eletrodo carregado positivamente e os íons positivos são coletados pelo eletrodo carregado negativamente. Assim, as câmaras de ionização medem essencialmente a quantidade de carga produzida, e, a partir da quantidade de carga produzida, pode-se determinar a dose absorvida no ar. A região da câmara de ionização onde são gerados os pares elétron-íon é chamada de volume sensível (ATTIX , 1986).

A câmara de ionização empregada em TC é uma câmara não selada e cavitária. Ela é conhecida como câmara de ionização tipo lápis. Possui um comprimento sensível de aproximadamente 10 cm e um volume sensível de aproximadamente 3 cm³. Sua resposta é uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo, o que a torna adequada para dosimetria em TC (MAIA, 2005). Por meio dessa câmara, é possível obter valores de $C_{100\text{mm}}$, tanto no ar quanto em objetos simuladores (MCNITT-GRAY, 2002). A figura A1 mostra um esquema gráfico dos principais componentes dessa câmara e a figura A2 mostra uma fotografia de uma câmara tipo lápis.

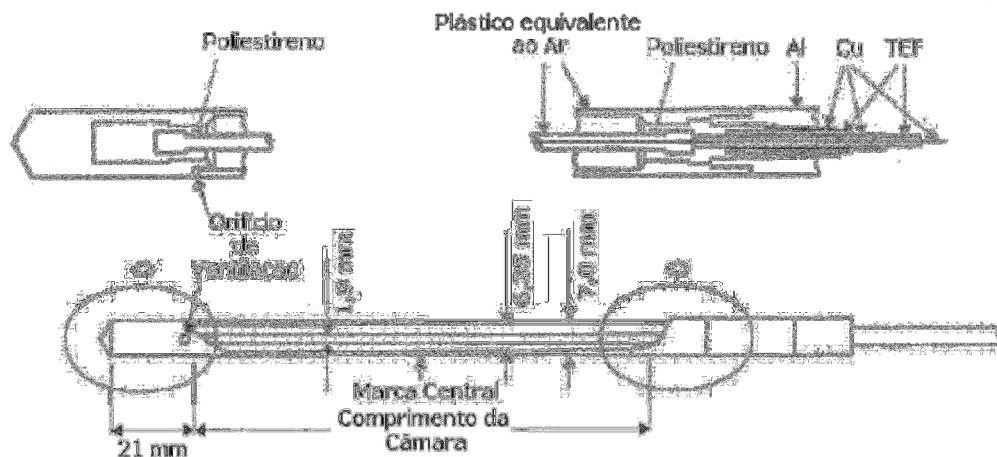


Figura A1 – Esquema gráfico dos principais componentes da câmara de ionização tipo lápis (MAIA, 2005).



Figura A2 – Foto câmara de ionização

Tabela A1 – Especificação técnica da câmara de ionização

Taxa de exposição	20 μ R/s – 133 R/s	200 nGy/s – 1,17 Gy/s
Dose	100 μ R – 589 kR	1 μ Gy – 5 kGy
Limiar de auto dose	22 mR/s	189 μ Gy/s
Calibração	5% @ 150 kV, 10.2 mmAl CSR	
Taxa de dependência	2%, 10 mR/s – 100 R/s	
Dependência energética	5%, 3 – 20 mmAl CSR	
Construção	C552 – paredes de ar-equivalente e eletrodo 0,6 cm ³ de volume ativo, 3 m de cabo	

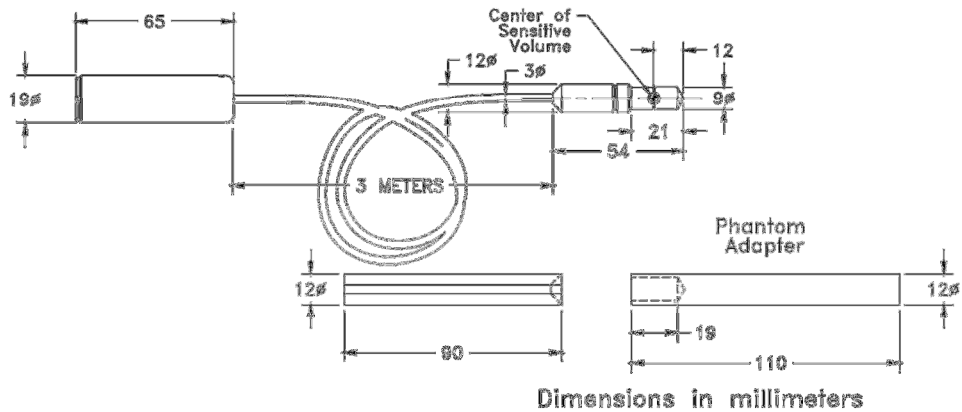


Figura A3 – Esquema técnico da câmara de ionização Radcal 10x6 – 0.6CT

ANEXO B

VALIDAÇÃO DO OBJETO SIMULADOR

A construção do objeto simulador seguiu os parâmetros adotados pela AAMP. Porém para que pudesse ser utilizado com confiabilidade foram feitos testes de validação do objeto simulador comparando-o com o objeto simulador padrão vendido pela PTW.

Foi realizada uma dosimetria padrão utilizando os dois objetos simuladores. Primeiramente foi realizada a dosimetria no ar, com o uso da câmara de ionização da PTW, modelo 30009 tipo lápis, eletrômetro PTW Unidos E. O fator de calibração já está inserido no próprio equipamento.

Os dados da dosimetria estão na tabela A1.

Tabela B1 – Parâmetros da dosimetria

<i>Fatores de Correção</i>	
Pressão de referência (mbar)	1013,2
Temperatura de referência (°C)	20,0
<i>Parâmetros selecionados</i>	
kVp	120
mA	200
Tempo de exposição	0,75
Espessura de corte (T) em mm	0,6
Número de cortes por rotação	2

Estes parâmetros foram usados tanto na dosimetria no ar, quanto na dosimetria no objeto simulador. As leituras feitas no ar estão na tabela A2.

Tabela B2 – Leituras realizadas com uso de câmara de ionização no ar.

<i>Leituras</i>	
L1	5,80
L2	5,90
L3	5,20
Média	5,63
$C_{a,100}$	47,88 mGy
${}_n C_{a,100}$	0,319 mGy/mAs

As leituras feitas com o objeto simulador padrão e o objeto simulador construído estão nas tabelas B3 e B4 respectivamente.

Tabela B3 – Leituras feitas com o objeto simulador padrão

Objeto simulador PTW	Leituras (mGy.cm)				$C_{\text{PMMA},100}$ (mGy)
	L1	L2	L3	Média	
Centro	2,4	2,4	2,4	2,4	20,40
12 horas	2,5	2,5	-	2,5	21,25
3 horas	2,0	2,1	-	2,1	17,42
6 horas	2,4	2,5	-	2,5	20,82
9 horas	2,2	2,2	-	2,2	18,70

Tabela B4 – Leituras feitas com o objeto simulador construído

Objeto simulador construído	Leituras (mGy.cm)				$C_{\text{PMMA},100}$ (mGy)
	L1	L2	L3	Média	
Centro	1,8	1,9	1,8	1,8	15,58
12 horas	2,5	2,6	-	2,6	21,67
3 horas	2,1	2,2	-	2,2	18,27
6 horas	2,1	2,2	-	2,2	18,27
9 horas	2,0	2,4	-	2,2	18,70

O resultado está expresso na tabela A5. O valor do desvio é de 15%, sendo um fator aceitável dentro dos parâmetros cumumente utilizados na dosimetria médica.

Tabela B5 – Valores de C_w para o objeto simulador padrão e construído

Objeto simulador PTW	$C_w = 33,43$ mGy
Objeto simulador construído	$C_w = 28,40$ mGy
Desvio	15%

ANEXO C

AUTORIZAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



Comitê de Ética em Pesquisa - FPP

Parecer nº: 009/2012**Registro no CEP/FPP nº: 007/2012****Projeto de Pesquisa:** Estudo de dose efetiva em tomografia computadorizada de pacientes pediátricos submetidos a exames de crânio**Pesquisador Responsável:** Lorena Elaine Porto**Instituição:** UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná e HPP – Hospital Pequeno Príncipe**Objetivos:**

- Avaliar a dose efetiva em tomografia computadorizada através de métodos físicos utilizando dosímetros e computacionais em pacientes pediátricos submetidos a exames de crânio;
- Fazer um levantamento epidemiológico do fluxo de pacientes atendidos no Centro de Imagem do Hospital Pequeno Príncipe - HPP;
- Avaliar a dose recebida pelos pacientes utilizando objeto simulador dosimétrico para tomografia computadorizada;
- Com os valores obtidos do levantamento dosimétrico e os dados epidemiológicos pretendem-se fazer uma avaliação da dose efetiva em cada paciente;
- Avaliação do motivo que alguns pacientes precisam repetir a tomografia várias vezes, através de estudo dos prontuários.

Comentários:

- O estudo será realizado utilizando dados de prontuários dos pacientes e arquivos do sistema PACS que é o sistema de comunicação e arquivamento de imagens no HPP, onde serão necessários aproximadamente 300 dados de pacientes, sendo que esta coleta não interfere no diagnóstico radiológico;
- O número de sujeito da pesquisa corresponde ao número anual em média de pacientes que realizam este exame no HPP.

Considerações:

- Estudo de relevância social e científica visando o bem estar futuro de pacientes submetidos a esta técnica, no sentido de minimizar efeitos adversos correlatos a radiação;
- A metodologia utilizada é baseado em informações recolhidas antes, durante e depois do paciente pediátrico se submeter a tomografia computadorizada, não interferindo no procedimento do exame, sendo utilizado dados do prontuário do sistema de arquivo de imagens do Hospital Pequeno Príncipe e posteriormente analisados em programa de computação ImpACT CT, versão 1.0.4;
- O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE está adequado;
- O protocolo apresenta o TCUD – Termo de Compromisso de Utilização de Dados.

Pendências:

- Serão estudados cerca de 300 pacientes que se submeteram a exame de tomografia computadorizada de crânio, tanto do sexo feminino quanto do masculino, com idade entre 0 e 15 anos (informação esta que consta no projeto) que é o período relativo à pediatria. Porém na carta encaminhada ao comitê pelo coordenador da pesquisa consta que a idade será de 0 a 10 anos. Esclarecer, portanto, qual faixa de idade do sujeito da pesquisa. A idade difere no projeto e na carta encaminhada ao comitê;

- O orçamento está inadequado, devendo haver valores de todos os itens e não somente quem irá custear o projeto. Deixar claro os valores de cada item do orçamento.

Recomendação:

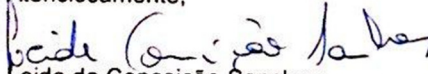
- Entregar a versão digital em formato Word , e não em formato txt (bloco de notas) Pois apenas os textos aparecem em sequência, excluindo-se gráficos, tabelas, e desenhos, que prejudicaram a análise do projeto;

- Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdades Pequeno Príncipe, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia 26/10/2012, manifesta-se do seguinte modo em relação ao projeto.

Situação: PROJETO COM PENDÊNCIAS

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96 as pendências precisam ser respondidas no prazo de até sessenta dias.

Atenciosamente,



Leide da Conceição Sanches
Coordenadora do Comitê de Ética

Curitiba, 01 de novembro 2012.