AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE UM SIMULADOR PEDIÁTRICO
CRANIANO PARA DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

ELAINE WIRNEY MARTINS

**Tese apresentada como parte dos requisitos para
obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações**

**Orientadora:
Profa. Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens**

**São Paulo
2016**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE UM SIMULADOR PEDIÁTRICO
CRANIANO PARA DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

ELAINE WIRNEY MARTINS

**Tese apresentada como parte dos requisitos para
obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações**

Orientadora:
Profa. Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens

Versão Corrigida
Versão original disponível no IPEN

São Paulo
2016

Dedico este trabalho à minha querida mamãe Célia, sempre disposta a me auxiliar, pelo seu amor incondicional, por ser minha maior fonte de inspiração e meu alicerce.

“Não deve haver limites para o esforço humano. Somos todos diferentes. Por pior do que a vida possa parecer, sempre há algo que possamos fazer em que podemos obter sucesso. Enquanto houver vida, haverá esperança.”

Stephen Hawking

Agradecimentos

Primeiramente a Deus, por conceder-me a oportunidade de estudar, ter compreensão e sabedoria para concluir com bom êxito todas as etapas de minha vida.

À minha orientadora Dr^a. Maria da Penha Albuquerque Potiens por todo ensinamento acadêmico, por acreditar em meu potencial e profissionalismo, pelo companheirismo, pela paciência, pelos conselhos, carinho e amizade.

Ao Dr. Vitor Vívoló sempre disposto a esclarecer todas as minhas dúvidas técnicas com tanta paciência e pela amizade.

À Dra. Linda V. E. Caldas pela disposição despendida a mim sempre que necessário.

À minha mãe Célia Rodrigues Martins pelo incentivo constante, por todo amor, esforço e dedicação incansável ao longo de toda a minha vida. Também por toda educação que na sua forma sábia e paciente me levou a trilhar o caminho do bem resultando a ser o eu de hoje.

À Géssica Czuy pela convivência em harmonia, com respeito e cumplicidade, mais do que isso, amiga-irmã presente de Deus.

Ao Roberto Hazenfratz Marks por dividir seus conhecimentos científicos em minha trajetória acadêmica, pela dedicação, prontidão, paciência, por ouvir minhas dificuldades e por ter se tornado um grande amigo.

Ao José Carlos Leme pela compreensão, parceria e muita paciência ao acompanhar os momentos finais para a conclusão de meu trabalho sempre acreditando em meu potencial com palavras de incentivo e momentos de descontração com carinho e atenção.

À Claudia Lopes Larroyd e Carlos Moisés F. Caetano pelo profissionalismo, cada um em seu segmento com seriedade, dedicação e atenção, acreditando e criando em mim condições físicas para a conclusão de meu trabalho.

Ao amigo Paulo Sérgio Gouveia Soares por acreditar em superação, pelo incentivo, força e preocupação despendida a mim.

Às amigas Emanuelle Zangerolame Bertoldo, Camila Trindade de Oliveira e Kelly P. Nunes pelas longas conversas, pela confiança, pelos momentos de descontração, pela torcida, pelas palavras de apoio e incentivo.

Aos ex-alunos e hoje amigos Anderson Luis da Cruz Lima e Irandir Assunção Moura que estiveram presente em minhas horas mais difíceis sempre me apoiando com palavras confortadoras, elevando meu espírito guerreiro (obrigada).

Aos colegas Yklys S. Rodrigues, Horácio M. S. M. D. Linhares, Gustavo B. Vila, Lucio Leonardo, Livia F. Barros, Emanuelle Z. Bertoldo, Marcelo Bertoldo, Luciana C. Matsushima, Glauco R. Veneziani, Kelly P. Nunes pelas discussões acadêmicas e por dividir conhecimentos técnicos em algum momento para a conclusão desse trabalho.

À técnica Amanda Teófilo de Oliveira e hoje amiga sempre disposta a operar o tomógrafo para as medições em todas as vezes que precisei (muito obrigada).

A todos que compõe o GMR – IPEN pela convivência agradável, em especial a Ana Maria Souza e Edna Mattos, minhas grandes amigas.

À MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos pelo apoio em dispor uma câmara de ionização do tipo lápis para a realização de medições complementares para a metodologia e conclusão desse trabalho.

Ao Conselho Nacional de Pesquisas Científicas (CNPq), pela oportunidade e pelos recursos financeiros, sem os quais não seria possível a realização desse projeto.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) por possibilitar o meu desenvolvimento acadêmico.

A todos os outros não mencionados que, direta ou indiretamente, contribuíram para a conclusão desse trabalho.

DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE UM SIMULADOR PEDIÁTRICO CRANIANO PARA DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Elaine Wirney Martins

RESUMO

Para avaliar os níveis de exposição e a dose absorvida em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada, TC, é necessário calcular os índices de dose em medições com um simulador de PMMA, ou cheio de água. O simulador deve ser capaz de reproduzir as características de absorção e espalhamento do corpo ou parte do corpo humano em um campo de radiação. As grandezas específicas em TC: índice de kerma livre no ar ($C_{a,100}$), índice de kerma no ar ponderado (C_W), índice de kerma no volume total (C_{vol}) e produto kerma no ar-comprimento (P_{KL}) devem ser determinadas e comparadas com os níveis de referência já existentes na literatura. Neste trabalho foi desenvolvido um simulador pediátrico craniano, já que no Brasil os níveis de referência para diagnósticos (NRDs) disponíveis foram determinados baseados em um simulador padrão adulto. O simulador desenvolvido inovou em sua construção apresentando materiais que simulam a calota craniana em osso cortical (alumínio) e osso esponjoso (PVC). O seu interior foi preenchido com água destilada. As dimensões foram escolhidas de acordo com as recomendações da Organização Mundial da Saúde e do *International Commission on Radiation Units*, para o tamanho da cabeça de uma criança de 0 a 5 anos: 160 mm de diâmetro e 155 mm de altura. A calota craniana tem uma espessura de 4 mm e diâmetro interno de 111,9 mm. Para avaliar seu comportamento foram realizados testes em laboratórios e em feixes clínicos. Os resultados apresentaram uma atenuação de até 23% na utilização dos materiais que simulam a calota craniana evidenciando que os valores adotados para os cálculos de NRD podem estar superestimando a dose recebida por pacientes pediátricos. Percebe-se que a dose recebida em exames de crânio apresenta uma distribuição diferente por ser parcialmente atenuada e/ou retroespalhada pela calota craniana, o que não é considerado ao se utilizar o simulador constituído apenas de PMMA.

DEVELOPMENT AND APPLICATION OF A PEDIATRIC HEAD PHANTOM FOR DOSIMETRY IN COMPUTED TOMOGRAPHY

Elaine Wirney Martins

ABSTRACT

To determine the exposure levels and the absorbed dose in patients undergoing CT scans, is necessary to calculate the CT dose index in measurements with a PMMA or water phantom. The phantom must be enough to simulate the attenuation and scattering characteristics of a human body or parts in a radiation field. The CT specific quantities : CT air kerma index ($C_{a,100}$) , weighted CT air kerma index (C_W), a total volume CT air kerma index (C_{vol}) and the CT air kerma-length product (PKL) must be determined and compared to literature reference levels. In this work a head pediatric phantom was developed, considering that the Brazilian published Diagnostic Reference Levels (DRL) are based on adult phantom measurements. This developed phantom shows a construction innovation using materials to simulate the skullcap, cortical bone (aluminum) and cancellous bone (PVC), and it was filled with distilled water. The phantom dimension follows the recommendations of the World Health Organization and the International Commission on Radiation Units for children from 0 to 5 years old head size: diameter of 160 mm and height of 155 mm. The skullcap has 4 mm of thickness and 111.9 mm of internal diameter. In order to evaluate its behavior, tests were carried out in calibration laboratories and in clinical beams. The results showed attenuation up to 23% when different materials are used as skullcap, demonstrating that the DRL's adopted could be overestimating the dose received by pediatric patients. It is observed that the dose received by CT skull scans presents different distribution, due to the skullcap partially attenuation and/or backscattering which is not considered when the PMMA phantom is used.

SUMÁRIO

Agradecimentos.....	v
RESUMO.....	vii
ABSTRACT	viii
SUMÁRIO	ix
Lista de figuras	xii
Lista de tabelas	xvi
Lista de abreviaturas e símbolos.....	xix
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Tomografia Computadorizada.....	1
1.2 Finalidade e Objetivos	5
1.2.1 <i>Finalidade</i>	5
1.2.2 <i>Objetivos</i>	5
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	6
2.1 Breve Histórico	6
2.2 A Formação da Imagem por Tomografia Computadorizada	11
2.3 Qualidade da Imagem em Tomografia Computadorizada	13
2.3.1 <i>Ruído</i>	13
2.3.2 <i>Linearidade</i>	14
2.3.3 <i>Uniformidade</i>	14
2.4 Dosimetria em Tomografia Computadorizada e suas Grandezas	14
2.4.1 <i>Adequações das Grandezas Dosimétricas em Tomografia Computadorizada</i>	20
2.4.2 <i>Dosímetros Utilizados em Tomografia Computadorizada</i>	22
2.4.2.1 <i>Dosímetros Termoluminescentes (DTLs)</i>	23
2.4.2.2 <i>Câmara de Ionização Tipo Lápis</i>	24
2.5 Calibração de Instrumentos	26
2.6 Proteção Radiológica em Tomografia Computadorizada	28
2.6.1 <i>Dose Equivalente no Órgão (H_T)</i>	28
2.6.2 <i>Dose Efetiva (E)</i>	30

2.6.3	<i>Efeitos danosos à saúde oriundos às exposições por TC</i>	32
2.7	Redução de Dose	34
2.7.1	<i>Parâmetros Técnicos e Físicos para Redução de Dose</i>	35
2.8	Recomendações para Medições em Clínicas de Radiodiagnóstico	37
2.8.1	<i>Indicações para Protocolo de Crânio</i>	39
2.8.2	<i>Níveis de Referência para Diagnóstico</i>	40
3	ESTADO DA ARTE - SIMULADORES APLICADOS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	43
4	MATERIAIS E MÉTODOS	56
4.1	Desenvolvimento do Simulador Pediátrico de Cabeça	57
4.2	Controle de Qualidade do Sistema Dosimétrico a ser utilizado nos Simuladores	61
4.3	Calibração do Sistema Dosimétrico a ser utilizado no Simulador.....	62
✓	<i>LCI-IPEN/BRASIL</i>	62
✓	<i>LMRI-IST/PORTUGAL</i>	66
4.4	Determinação das Grandezas Específicas de TC utilizando o Simulador desenvolvido neste Trabalho no Sistema de Referência	70
✓	<i>LCI-IPEN/BRASIL</i>	70
✓	<i>LMRI-IST/PORTUGAL</i>	73
4.5	Aplicação do Simulador desenvolvido em Feixes Clínicos	75
4.5.1	<i>Valores de Fatores de Conversão de P_{KL} (DLP) para Dose Efetiva</i>	78
4.6	Incertezas	79
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	82
5.1	Desenvolvimento do Simulador Pediátrico de Cabeça	82
5.2	Controle e Calibração do Sistema Dosimétrico utilizado no Simulador Proposto.....	83
5.2.1	<i>Controle de Qualidade do Sistema Dosimétrico</i>	83
5.2.2	<i>Calibração do Sistema Dosimétrico utilizado no Simulador</i>	85
✓	<i>LCI-IPEN/BRASIL</i>	85
✓	<i>LMRI-IST/PORTUGAL</i>	86
5.2.3	<i>Determinação do Índice de Kerm-Ar Livre ($C_{a,100}$)</i>	88

5.3	Determinação das Grandezas Específicas de TC utilizando os Simuladores desenvolvidos neste Trabalho no LCI/IPEN e LMRI/IST.....	89
5.4	Aplicação do Simulador desenvolvido em Feixes Clínicos	95
5.5	Avaliação dos Resultados obtidos em Comparação com um Simulador de PMMA Convencional (recomendado por normas)	103
5.5.1	<i>Medições Laboratoriais</i>	103
5.5.2	<i>Medidas Clínicas</i>	106
5.5.3	<i>Avaliação dos Resultados encontrados em Comparação com os Níveis de Referências publicados</i>	111
6	CONCLUSÕES	113
7	REFERÊNCIAS	115

Lista de figuras

Figura 1: TC convencional/corte único (adaptada de Hofher, M.	7
Figura 2: TC helicoidal (adaptada de Hofher, M.	8
Figura 3: TC helicoidal <i>multislices</i> ou multidetectores (adaptada de Hofher, M. ..	9
Figura 4: TC de dupla energia: (a) dsDECT – dois tubos de raios X,.....	10
Figura 5: Representação bidimensional (<i>pixel</i>) de um volume de tecido (<i>voxel</i>) a partir da rotação do sistema tubo-detector em equipamento de tomografia computadorizada.	12
Figura 6: Curva do detector à gás, região II: câmara de ionização	24
Figura 7: Esquema elétrico de uma câmara de ionização do tipo lápis	25
Figura 8: Risco de morte e incidência de câncer ao longo da vida, em população feminina, normalizada para 70 anos de idade, exposta à dose de 0,1 Gy no corpo inteiro	33
Figura 9: Simulador de acrílico para medições de MSDA (crânio e corpo)	44
Figura 10: Quatro simuladores em PMMA circulares com diâmetros: 8, 16, 24 e 32 cm	45
Figura 11: Padrões de imagem em diferentes simulações	46
Figura 12: Imagem dos tubos preenchidos com meio de contraste simulando	47
Figura 13: Simulador posicionado para aquisição das imagens	48
Figura 14: Simulador e tubo de acrílico, contendo TLD-LiF posicionado em sua lateral	49
Figura 15: Simulador antropomórfico padrão representando uma criança de 5 anos de idade	50
Figura 16: Representação dos simuladores MAX_AA e FAX_AA	51
Figura 17: Simulador de cabeça construído em PMMA	51
Figura 18: Simulador Hydra	52
Figura 19: (A) Simulador dosimétrico evidenciando toda sua extensão e bases superior e inferior. (B) Simulador dosimétrico, vista superior, evidenciando os condutos para posicionamento da câmara de ionização	53
Figura 20: Simulador para controle de qualidade em tomografia de feixe cônico.	53

Figura 21: Simulador de PMMA para avaliação do número de TC em estruturas com diferentes áreas	54
Figura 22: Simulador com preenchimento de água	54
Figura 23: Simulador finalizado com marcações das medidas das distâncias dos pontos mais externos no plano transversal	55
Figura 24: Calota craniana apresentando ossos: cortical e esponjoso	57
Figura 25: Cilindro externo: 155 mm de altura, 160 mm diâmetro externo e 120 mm de diâmetro interno	58
Figura 26: (a) Cilindro interno e (b) Tarugos para preenchimento	59
Figura 27: (a) Cilindro construído em alumínio e (b) Cilindro construído em PVC	59
Figura 28: Esquema dos cilindros acoplados	60
Figura 29: Foto do simulador pediátrico convencional de cabeça - IPEN	60
Figura 30: Foto da fonte de ^{90}Sr e a câmara de ionização posicionada no suporte de acrílico	61
Figura 31: Foto do conjunto dosimétrico pertencente ao IPEN: a) Câmara de ionização tipo lápis marca Radcal, modelo 10X5-3CT e b) Eletrômetro, Radcal, modelo 9015	63
Figura 32: Arranjo esquemático para a calibração de câmaras CT: d_r é a distância entre o ponto focal (F_o) e o ponto de teste; d_a é a distância entre o ponto focal e o plano da abertura (.....	64
Figura 33: Foto do sistema de radiação X marca Pantak/Seifert pertencente ao LCI/IPEN com arranjo para calibração da câmara de ionização.....	66
Figura 34: Foto do sistema de radiação X – LMRI	67
Figura 35: Foto do colimador e filme radiográfico do campo de radiação para calibração da câmara de ionização do tipo lápis (adaptada de IST)	68
Figura 36: a) Esquema da geometria de calibração da câmara, b) Posicionamento para calibração da câmara lápis no LMRI/IST (adaptada de IST)	69
Figura 37: Foto do conjunto dosimétrico pertencente ao LMRI-IST/Lisboa: a) Câmara de ionização, PTW, modelo 77336 e b) Eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E	69
Figura 38: a) Esquema do SP_{PVC} e b) foto do simulador SP_{PVC} (vista superior)	71

Figura 39: Arranjo da câmara de ionização modelo 10x5-3CT, Radcal, para as medições de $C_{a,100}$	74
Figura 40: Arranjo do simulador desenvolvido na vertical no Sistema de radiação X – LMRI.....	75
Figura 41: Posicionamento da câmara de ionização para medição de kerma-ar livre.....	76
Figura 42: (a) Tomógrafo A, simulador SP _{AL} e (b) Tomógrafo B, simulador SP _{PVC} ,	77
Figura 43: Foto do simulador finalizado, a) cilindro externo, b) cilindro interno, c) cilindro PVC,	82
Figura 44: Simulador com cilindros acoplados: a) SP _{AL} , b) SP _{PVC}	83
Figura 45: Teste de estabilidade ao longo do tempo do sistema dosimétrico Radcal utilizando uma fonte de controle de ^{90}Sr	84
Figura 46: Arranjo para testes de homogeneidade da câmara de ionização no LMRI/Portugal.....	86
Figura 47: Resultado obtido da uniformidade no desempenho da câmara de ionização tipo lápis marca Radcal, modelo 10X5-3CT, número de série 9184 (adaptada de IST).....	87
Figura 48: Câmara de ionização inserida no orifício central do simulador SP _{PVC} .90	
Figura 49: Índice de kerma no ar ($C_{a,100}$) no Hospital A para simuladores.....	96
Figura 50: índice de kerma no ar ($C_{a,100}$) no Hospital B para simuladores.....	96
Figura 51: Imagem do corte tomográfico no Hospital A com a câmara posicionada no orifício central do simulador SP _{PVC}	97
Figura 52: Índice de kerma de entrada no orifício central ($C_{PMMA,100,c}$) e nos orifícios periféricos ($C_{PMMA,100,p}$) nos simuladores no Hospital A: a) Simulador SP _{PVC} – Série 3, b) Simulador SP _{AL} – Série 2	99
Figura 53: Índice de kerma de entrada no orifício central ($C_{PMMA,100,c}$) e orifícios periféricos ($C_{PMMA,100,p}$) nos simuladores no Hospital B: a) Simulador SP _{AL} - Série 4	101
Figura 54: Simulador SPC posicionado no sistema de radiação X – Pantak no LCI	103

Figura 55: Ilustração de como foram denominados os orifícios do simulador SPC	106
Figura 56: Planejamento já com a câmara de ionização introduzida no SPC e seu <i>scout</i>	106
Figura 57: Índice de kerma de entrada no orifício central ($C_{PMA,100,c}$) e orifícios periféricos ($C_{PMA,100,p}$) no Hospital A: a) Simulador SPC - Série 6, b) simulador SPC - Série 7.....	108
Figura 58: Índice de kerma dentro dos simuladores de acordo com o ponto de posicionamento da câmara de ionização no Hospital A,.....	109

Lista de tabelas

Tabela 1: Comparação das grandezas usadas pela ICRU e a IAEA	17
Tabela 2: Qualidades de radiação RQT recomendadas pela norma IEC 61267 ⁽⁵³⁾	27
Tabela 3: Fatores de Ponderação Tecidual	31
Tabela 4: Níveis de referência diagnósticos definidos para crianças de 5 anos de idade pela Comissão Europeia	41
Tabela 5: Comparação dos níveis de referência de diagnóstico em tomografia computadorizada para pediatria baseada em levantamentos na Suíça, Alemanha, Reino Unido e União Européia.	42
Tabela 6: NRDs em TC para paciente adulto, publicados pelo Ministério da Saúde em 1998.	42
Tabela 7: Materiais de tecidos equivalentes de acordo com a ICRU-Report 44....	58
Tabela 8: Qualidades de radiação RQT recomendadas pela norma IEC 61267 e utilizadas para a calibração da CI tipo lápis no LCI.....	63
Tabela 9: Qualidades de radiação RQT recomendadas pela norma IEC 61267 e utilizadas para a calibração da CI tipo lápis no LMRI	67
Tabela 10: Comprimento do campo de radiação do colimador correspondente.	68
Tabela 11: Especificações dos tomógrafos utilizados.....	75
Tabela 12: Fatores de Conversão de P_{KL} para Dose Efetiva ($\text{mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}$).....	78
Tabela 13: Fatores que contribuem para a medição da incerteza na determinação dos índices de kerma-ar em Tomografia Computadorizada: $C_{a,100}$ e C_w , usando o sistema câmara de ionização e eletrômetro.	80
Tabela 14: Coeficientes de calibração ($N_{P_{KL,Q}}$), obtidos no LCI para o sistema dosimétrico Radcal.....	85
Tabela 15: Coeficientes de calibração ($N_{P_{KL,Q}}$), obtidos no LMRI para o sistema dosimétrico Radcal.....	87
Tabela 16: Valores de K_Q obtidos nos dois sistemas.....	88

Tabela 17: Determinação do índice de kerma no ar, $C_{a,100}$, realizada nos laboratórios de calibração do IPEN e do IST.	89
Tabela 18: Valores para a grandeza $C_{PMMA,100,c}$ encontrados para o simulador SP _{AL}	90
Tabela 19: Valores de $C_{PMMA,100,c}$ encontrados para o simulador SP _{PVC}	90
Tabela 20: Valores de $C_{PMMA,100,p}$ utilizando o simulador SP _{AL}	91
Tabela 21: Valores de $C_{PMMA,100,p}$ utilizando o simulador SP _{PVC}	92
Tabela 22: Valores de C_w e C_{VOL} utilizando o simulador SP _{AL}	93
Tabela 23: Valores de C_w e C_{VOL} utilizando o simulador SP _{PVC}	93
Tabela 24: Valores de P_{KL} utilizando o simulador SP _{AL}	93
Tabela 25: Valores de P_{KL} utilizando o simulador SP _{PVC}	94
Tabela 26: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com o SP _{AL} (Hospital A – Série 1).....	98
Tabela 27: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com o SP _{AL} (Hospital A – Série 2)	98
Tabela 28: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com o SP _{PVC} (Hospital A – Série 3).....	98
Tabela 29: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições nos simuladores realizadas com os simuladores SP _{AL} e SP _{PVC} no Hospital B.	100
Tabela 30: Valores obtidos das grandezas específicas: $C_{PMMA,100,c}$, $C_{PMMA,100,p}$, C_w , C_{VOL} e P_{KL} utilizando os simuladores SP _{PVC} e SP _{AL} nos Hospitais A e B.....	102
Tabela 31: Valores obtidos das grandezas específicas: $C_{PMMA,100,c}$, $C_{PMMA,100,p}$, C_w , C_{VOL} e P_{KL} utilizando os simuladores desenvolvidos neste trabalho e o simulador SPC no LCI.....	105
Tabela 32: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com SPC (Hospital A – Série 6).....	107
Tabela 33: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com SPC (Hospital A – Série 7).....	107

Tabela 34: Valores obtidos das grandezas específicas: $C_{PMMA,100,c}$, $C_{PMMA,100,p}$, C_W , C_{VOL} e P_{KL} utilizando os simuladores SPC, SP _{PVC} e SP _{AL} em feixes clínicos (Hospitais A e B)	110
Tabela 35: Comparação entre os valores P_{KL} (DLP) e Dose Efetiva obtidos neste trabalho com os NRDs publicados.....	112

Lista de abreviaturas e símbolos

TC	tomografia computadorizada
ALARA	<i>As Low as Reasonably Achievable</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
$C_{a,100}$	índice de kerma no ar-livre
C_w	índice de dose ponderado
C_{VOL}	índice de dose no volume total
P_{KA}	produto kerma no ar-área
P_{KL}	produto kerma no ar-comprimento
PMMA	polimetilmetacrilato
IRPA	<i>International Radiation Protection Association</i>
E.M.I	<i>Electrical Musical Instruments Ltda</i>
mAs	produto corrente tempo
AAPM	Associação Americana de Física Médica
NRD	nível de referência em diagnóstico
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
IST	Instituto Superior Técnico
RSNA	Sociedade Americana de Radiologia
T	espessura do corte tomográfico
n_{TC}	número de TC
μ	coeficiente de atenuação linear
μ_t	coeficiente de atenuação do tecido
μ_a	coeficiente de atenuação linear da água
k	constante de valor igual a 1000 utilizada no cálculo do n_{TC}
CTDI	<i>computed tomography dose index</i>
CI	câmara de ionização
NT	número de cortes e sua espessura

FDA	<i>U.S. Food and Drug Administration</i>
MSAD	<i>Multi Slice Average Dose</i>
K_{ar}	kerma no ar de entrada na superfície
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
kerma	<i>Kinetic Energy Released per unit of Mass</i>
C_K	índice de K_{ar} livre em TC
$C_{PMMA,C}$	orifício central de um simulador padronizado de acrílico
$C_{PMMA,P}$	orifícios periféricos de um simulador padronizado de acrílico
DLP	produto dose comprimento (P_{KL})
LAB	Laboratório de Acreditação Bureau
CSR	camada semirredutora
AVC	acidente vascular cerebral
SI	Sistema Internacional
RQR	qualidade de referência para radiodiagnóstico
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
RQT	qualidade de radiação para tomografia computadorizada
PET	tomografia por emissão de pósitrons
NEMA	<i>National Electrical Manufactureres Association</i>
HU	unidade de Hounsfield
TCA	angiografia por tomografia computadorizada
PTB	Laboratório Primário Alemão
SP_{AL}	Simulador Pediátrico com Cilindro em Alumínio
SP_{PVC}	Simulador Pediátrico com Cilindro em PVC
SPC	Simulador Pediátrico Convencional

1 INTRODUÇÃO

1.1 Tomografia Computadorizada

O objetivo da tomografia computadorizada (TC) é proporcionar aos médicos radiologistas, tecnólogos e técnicos, a visualização do interior do corpo humano por meio de imagens originadas a partir dos raios X. A base de seus princípios físicos para a geração das imagens são os mesmos que os utilizados na radiologia convencional ⁽¹⁾. As imagens geradas por essa técnica permitem a possibilidade de avaliar o desenvolvimento de uma patologia, ou até mesmo fornecer parâmetros suficientes para a aplicação de um tratamento adequado com finalidade de excluí-la antes que se desenvolva ⁽²⁾.

Desde sua invenção na década de 1970, seu uso tem aumentado rapidamente, assim como inovações tecnológicas a cada ano resultaram em equipamentos (tomógrafos) mais rápidos e suas imagens tomográficas com melhores definições.

Atualmente os equipamentos denominados helicoidais e helicoidais *multislice**, ou multidetectores, permitem execuções rápidas em exames multifásicos como, por exemplo estudos cardíacos, vasculares e emergências em traumas. Sua rapidez na execução dos exames não interfere na qualidade da imagem e fornecem dados suficientes para diagnósticos precisos. Mediante a esses fatores sua utilização continua aumentando.

O uso da TC pode ser classificado de acordo com a população de pacientes (adulto ou pediátrico) e da finalidade da imagem (diagnóstico em pacientes sintomáticos ou triagem de pacientes assintomáticos) ^(3,4).

* *Multislice* = tomógrafo helicoidal que possui mais de uma fileira de detectores

Os pacientes que mais se beneficiaram com os avanços tecnológicos dos tomógrafos foram os pacientes na categoria de diagnóstico pediátrico, e pode-se esperar que esta tendência continue nos próximos anos ⁽⁵⁻¹¹⁾.

Uma das características principais para o aumento da utilização dessa técnica em pacientes pediátricos é devido à sua rapidez na execução do exame, permitindo na maioria das vezes a suspensão de sedativos para evitar que a criança se mova durante a aquisição da imagem ⁽³⁾.

No entanto, apesar de todos os avanços tecnológicos apresentados por essa ferramenta, o aumento de sua utilização em procedimentos realizados em pacientes pediátricos gerou motivo de preocupação e tema de estudos frequentes, já que a dose de radiação gerada a partir desses tomógrafos é quase sempre mais elevada quando comparada a exames obtidos na radiologia convencional, por exemplo ⁽¹²⁾, e consequentemente as doses absorvidas pelos pacientes submetidos a estes exames também são mais altas.

Há preocupação também com pacientes adultos, é claro, porém as crianças e os jovens submetidos a este tipo de exame são ainda mais prejudicados, devido ao fato de estarem em fase de desenvolvimento, além de que apresentam estruturas corporais menores que as dos pacientes adultos, tornando-os mais suscetíveis ao desenvolvimento de câncer no decorrer de sua vida.

Embora esta técnica apresente vantagens para tratamentos médicos quando comparada a métodos invasivos, deve-se ter a certeza que o benefício da exposição utilizando a radiação ionizante será maior do que os riscos associados para o paciente, portanto a dose absorvida deve ser a menor possível (Princípio ALARA – *As Low As Reasonably Achievable*). Mediante esse princípio, a preocupação com a dosimetria é inevitável e um de seus objetivos é contribuir para o estabelecimento e a utilização de níveis de referência de diagnóstico e para a avaliação comparativa de risco dos efeitos estocásticos ^(2,13).

Os índices de dose em TC podem ser calculados ou medidos de várias formas, dependem do padrão que se adota, dentro de um simulador de acrílico, ou

cheio de água. O simulador (*phantom*) é um objeto físico ou matemático utilizado para reproduzir as características de absorção e espalhamento do corpo ou parte do corpo humano em um campo de radiação ⁽¹⁴⁾.

Grandezas específicas em TC são utilizadas para avaliar os níveis de exposição e a dose absorvida em pacientes submetidos a exames utilizando essa técnica. Tendo como base as publicações da *International Atomic Energy Agency* (IAEA), em especial a publicação 24 da série *Human Health – Dosimetria em Radiologia Diagnóstica para Pacientes Pediátricos* – pode-se citar as grandezas: índice de kerma no ar-livre ($C_{a,100}$), índice de dose ponderado (C_w), média do índice de dose no volume total (C_{VOL}) que é derivado do C_w , produto kerma no ar-área (P_{KA}), produto kerma no ar-comprimento (P_{KL})⁽¹⁵⁻¹⁷⁾. Esta publicação recomenda como simulador de referência, para a determinação destas grandezas em TC de cabeça pediátrico, a utilização de um cilindro de polimetilmetacrilato (PMMA) com 16 cm de diâmetro com um instrumento de referência calibrado.

A utilização de um instrumento de medição de radiação calibrado em feixes padrões em laboratórios de metrologia deve levar em consideração a dependência energética do instrumento para o feixe clínico em que ele vai ser utilizado. Os fatores de qualidade devem ser determinados para a faixa de energia em uso utilizando os coeficientes de calibração fornecidos pelos laboratórios.

No uso clínico, o responsável pelo programa de controle de qualidade deve determinar o fator de correção para a energia em uso, aplicando o método da interpolação para a qualidade do feixe em questão, segundo a recomendação da IAEA, embora, na prática, este procedimento não vem sendo realizado ⁽¹⁵⁾.

Além disso, o uso de protocolos de exames de rotina que são recomendados para adultos utilizados em TC para pacientes pediátricos pode resultar em doses de radiação até três vezes maiores ⁽¹⁸⁾. Por causa disso, no início dos anos 2000, muitos estudos foram publicados sugerindo protocolos adequados visando à redução da dose pediátrica ⁽¹⁸⁻³⁰⁾.

No entanto, estes protocolos são específicos para alguns modelos de alguns fabricantes de tomógrafos, e em geral estes protocolos não podem ser transferidos entre equipamentos diferentes.

No ano de 2006 foi criada uma aliança intitulada *Image Gently Alliance*, como uma coalizão de instituições de saúde dedicadas a fornecer proteção e segurança voltada à obtenção de imagens pediátricas com alta qualidade em todo o mundo. Inicialmente, esta organização foi fundada por quatro instituições americanas (*Society for Pediatric Radiology, American Association of Physicists in Medicine, American College of Radiology e American Society of Radiologic Technologists*) e, hoje em dia, fazem parte desta aliança mais de 80 organizações de diversos países de todo o mundo, incluindo a *International Atomic Energy Agency* (IAEA) e a *International Radiation Protection Association* (IRPA).

O principal foco desta aliança, na atualidade, são os exames de TC pediátricos, considerando o aumento no número de exames realizados nos últimos anos e sua rápida evolução tecnológica. No ano de 2008, foram publicadas em seu website, www.imagegently.org, as primeiras sugestões de parâmetros técnicos a serem aplicados em técnicas manuais para protocolos infantis. Mas este guia estava limitado a alterações no produto corrente tempo (mAs) em função da idade do paciente. Portanto, este protocolo de 2008 foi substituído por um documento publicado em 2014, que considera técnicas automáticas de modulação da corrente (mA) e tempo (s). Este guia está disponível no website e auxilia os departamentos de TC no ajuste de técnicas para todos os tamanhos de pacientes, desde recém-nascidos até adultos, independente da marca e do modelo dos equipamentos ⁽³¹⁾.

Desde o ano de 2012, a Associação Americana de Física Médica (AAPM), vem publicando em seu website, www.aapm.org/pubs/CTprotocols, protocolos específicos que podem ser aplicados a uma grande variedade de marcas e modelos de tomógrafos que se encontram no mercado para pacientes adultos. Apenas no final do ano de 2015, foi disponibilizado, neste mesmo endereço de website, o primeiro documento com protocolo específico para exames pediátricos de cabeça ⁽³²⁾.

Todos os protocolos e as recomendações internacionais disponíveis atualmente para dosimetria de TC pediátrico de cabeça são baseados na utilização de um simulador de referência de PMMA, recomendado pela IAEA para a determinação das grandezas específicas de TC ⁽¹⁷⁾. Este simulador não leva em consideração a calota craniana que é formada tanto por estrutura óssea esponjosa como cortical. Estas estruturas ósseas apresentam uma densidade diferente do PMMA, o que pode indicar uma superestimativa de dose ao se utilizar estes valores para a determinação de valores do nível de referência em radiodiagnóstico, NRD.

1.2 Finalidade e Objetivos

1.2.1 Finalidade

- ✓ Desenvolver um objeto simulador pediátrico de cabeça que considere a calota craniana para ser aplicado em procedimentos de tomografia computadorizada.

1.2.2 Objetivos

- ✓ Determinar os materiais e o formato adequados para um simulador pediátrico;
- ✓ Projeto e construção do simulador;
- ✓ Caracterização do simulador quanto aos regulamentos indicados;
- ✓ Testes em qualidades de feixes padronizados específicos para tomografia implantadas no LCI-IPEN/Brasil e no LMRI-IST/Portugal
- ✓ Comparação com outro simulador de cabeça pediátrica
- ✓ Aplicação do simulador desenvolvido em feixes clínicos;
- ✓ Levantamento dos níveis de referência de diagnóstico em tomografia computadorizada para pediatria com intuito de comparação com os resultados obtidos no trabalho;
- ✓ Comparação dos resultados das medições obtidos com o simulador pediátrico desenvolvido com um simulador de cabeça já existente.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Breve Histórico

A tomografia computadorizada foi pioneira em apresentar imagens de raios X em formato digital. Desde então, seu constante desenvolvimento científico e tecnológico possibilitou a cada ano equipamentos mais velozes na aquisição de seus exames e imagens digitais com alta resolução, tornando a TC um símbolo de “alta tecnologia” na área da radiologia médica.

O primeiro tomógrafo surgiu em 1971 por Godfrey Hounsfield, desenvolvido pela empresa britânica Electrical Musical Instruments Ltd. (E.M.I) apenas para demonstrar a possibilidade de se obter imagens em “fatias axiais” do corpo humano. O tubo de raios X no interior do *gantry*[†] emitia um feixe de radiação muito estreito permitindo assim a movimentação sincronizada com apenas os dois detectores existentes.

Apresentado como o novo método diagnóstico por imagem no encontro da Sociedade Americana de Radiologia (RSNA), na década de 70 ^(32,33), passou a ser comercializado. Foram surgindo novos tomógrafos com tecnologias mais avançadas visando sempre a uma maior rapidez para a execução do exame associado à boa qualidade da imagem e redução de dose aplicada. O tomógrafo desenvolvido por Hounsfield foi aclamado de Primeira Geração iniciando assim as “Gerações” dos tomógrafos.

Em 1974 surgiu o tomógrafo de Segunda Geração fabricado pela empresa Ohio Nuclear (EUA). O feixe de raios X dessa geração era em forma de leque devido à inclusão de um conjunto de detectores. Tal conjunto podia

[†] *Gantry ou pórtico* – a maior parte de um tomógrafo; suporte circular onde estão acondicionados o sistema tubo-detector, sistema de aquisição de dados, etc.

variar de 5 a 30 detectores tornando o equipamento muito veloz e assim reduzindo consideravelmente o tempo para a realização do exame.

Os tomógrafos de Terceira Geração produziam uma imagem em menos de 1 segundo em virtude de seu tubo de raios X não mais fazer varredura a cada grau como os tomógrafos anteriores. A trajetória de rotação do sistema tubo-detector emitia os feixes de raios X ao mesmo tempo em que se fazia a coleta de dados. Após completar o giro de 180° e/ou 360° era necessário retornar ao ponto inicial para uma nova varredura e conseqüentemente movimentar a mesa.

Nessas três primeiras Gerações o sistema tubo-detector era alimentado por cabos de alta tensão fixos o que não permitia sua rotação contínua em torno do paciente e a cada término de ciclo era necessária a interrupção da emissão do feixe de raios X. Assim, enquanto a mesa se movia para aquisição de uma nova imagem, o sistema tubo-detector retornava em sentido oposto ao seu ponto inicial. A cada ciclo gerava uma imagem tomográfica sendo conhecido como TC de cortes únicos, observado na Figura 1.

Figura 1: TC convencional/corte único (adaptada de Hofher, M. ⁽³⁴⁾)

Na Quarta Geração de tomógrafos foi introduzida a tecnologia *slip-ring*[‡], onde a rotação do tubo de raios X era contínua e os conjuntos de detectores eram distribuídos pelos 360° da abertura do *gantry*. Embora a produção de imagens durassem fração de segundos, os tomógrafos dessa geração foram pouco comercializados devido ao seu alto custo. A TC convencional foi caracterizada por essas quatro primeiras gerações.

Novas técnicas foram desenvolvidas e na década de 80 surgiram os sistemas helicoidais onde os cortes axiais eram obtidos com a mesa em movimento, de forma que as “fatias” não eram necessariamente planas, mas na forma de hélice, enquanto que o método de aquisição da imagem assemelhava-se a um modelo espiral.

Apesar de possuir apenas uma fileira de detectores, o movimento contínuo do sistema tubo-detector juntamente com o movimento da mesa ao mesmo tempo, conforme apresentado na Figura 2, tornou-se possível irradiar um grande volume de tecido em tempo mais curto e em uma única exposição. Novos conceitos surgiram com a tomografia computadorizada helicoidal destacando-se *pitch*[§], revolução^{**} e interpolação.

Figura 2: TC helicoidal (adaptada de Hofher, M. ⁽³⁴⁾)

[‡]*Slip-ring* = dispositivos eletromecânicos de condução de eletricidade

[§] *Pitch* = razão entre o deslocamento da mesa e espessura de corte

^{**} Revolução = quando o giro do sistema tubo-detector completa 360°

Não demorou muito e em meados da década de 90 surgiram os tomógrafos helicoidais multidetectores - quatro fileiras de detectores - resultando em excelente aceitação pelos profissionais da área da radiologia médica, observado na Figura 3. A partir dessa inovação, ocorreu extremo avanço nesse sentido e atualmente existem equipamentos com o número de fileiras cada vez maior, como o de 326 canais, por exemplo. (35, 36)

Figura 3: TC helicoidal *multislices* ou multidetectores (adaptada de Hofher, M. (34))

Esses equipamentos permitiram inúmeros avanços significativos e propiciaram possibilidades para diagnósticos cardiológicos com estudos em áreas do coração que nunca puderam ser observadas anteriormente por imagens adquiridas em TC. Permitiram também técnicas atuais como a angiotomografia^{††} de diferentes áreas, como cerebral e abdominal.

Os tomógrafos helicoidais multidetectores, a cada nova versão, apresentam quantidades maiores de fileiras de detectores possibilitando a aquisição de várias imagens em um grande volume de tecido em apenas uma revolução proporcionando maior velocidade na execução do exame e ainda

^{††} Angiotomografia = exame de diagnóstico rápido que permite a visualização das veias e artérias do corpo

permitem reconstruções das imagens em tempo real. Com isso houve a necessidade de desenvolvimento de *softwares*^{##} para tratamento das imagens e treinamento dos profissionais da área da radiologia médica para manipulação dos equipamentos.

Tantos avanços tecnológicos de tomógrafos e computadores (*softwares* e *hardwares*^{§§}) permitiram o desenvolvimento da TC de dupla energia. Nesses equipamentos as imagens são adquiridas por localização em duas energias diferentes, uma imagem de baixa energia (80 kV) e outra imagem de alta energia (140kV) ⁽³⁷⁾. Além disso, os tomógrafos de duas energias estão disponíveis em duas versões: com apenas um tubo de raios X ou com dois tubos de raios X, como mostra a Figura 4.

Figura 4: TC de dupla energia: (a) dsDECT – dois tubos de raios X, (b) ssDECT – um tubo de raios X (adaptada de SILVA, A. C. e colaboradores ⁽³⁷⁾)

^{##} *Softwares* = sequência de instruções escritas para serem interpretadas por um computador com o objetivo de executar tarefas específicas

^{§§} *Hardwares* = parte física de um computador formado pelos componentes eletrônicos

2.2 A Formação da Imagem por Tomografia Computadorizada

Embora os princípios físicos para a formação da imagem em TC sejam parecidos com os da radiologia convencional, a TC possui algumas particularidades.

O tomógrafo necessita de um gerador de alta tensão para a produção de energia suficiente para que o tubo transforme-a em raios X. Ao contrário da radiologia convencional, o tubo de raios X está armazenado dentro do *gantry* e gira em torno do paciente completando a volta de 360 graus. Para aquisição da imagem tomográfica é necessário colimar o feixe de radiação na área que se deseja estudar, determinando assim a espessura do corte tomográfico representado pela letra T .

O tubo de raios X movimenta-se em sincronia com os detectores de forma justaposta (sistema tubo-detector) emitindo feixes de raios X em diversos ângulos e posições. Os detectores por sua vez detectam, absorvem e transformam os fótons em sinais elétricos analógicos e em seguida em sinais digitais pela conversão de um sistema de computação, resultando em imagens que poderão ser manipuladas em uma tela de estação de trabalho ⁽³⁸⁾.

A radiação ao interagir com o paciente, ou objeto de estudo, sofre atenuações de acordo com a densidade de cada tecido e o restante da radiação que atravessa o tecido é captada pelos detectores. As informações referentes às atenuações podem ser calculadas pelos coeficientes de atenuação linear (μ), de cada região, de acordo com o *voxel*^{***} de cada célula de uma matriz conhecida como *pixel*^{†††}.

O formato da imagem em TC é mostrado em uma imagem matricial, onde cada *pixel* está representado pelo valor do coeficiente de atenuação do tecido e comparado com o coeficiente de atenuação linear da água, resultando em um valor relativo conhecido como número de TC (n_{TC}). Portanto, a cada energia do feixe de raios X, cada célula (*pixel*) da matriz estará associada a um

^{***} *Voxel* = elemento básico tridimensional formado a partir da profundidade de cada *pixel*

^{†††} *Pixel* = menor ponto que forma uma imagem digital

determinado n_{TC} , ou unidade Hounsfield, HU, equivalente à diferença entre os coeficientes de atenuação do tecido e da água, calculado pela Equação 1:

$$n_{TC} = \frac{\mu_t - \mu_a}{\mu_a} \times k \quad (1)$$

onde:

n_{TC} = número de TC

μ_t = coeficiente de atenuação do tecido

μ_a = coeficiente de atenuação da água

k = constante de valor igual a 1000

A constante k apresenta o valor 1000 e determina o fator de escala para a faixa de n_{TC} , que varia entre -1000HU (correspondente ao ar), +1000HU (correspondente ao osso cortical) e o n_{TC} igual a 0 (zero) indica a água. Os valores citados foram estabelecidos por esse intervalo; é conhecido como escala de Hounsfield. Cada pixel então é mostrado na imagem com um nível de brilho de acordo com a quantificação de densidade de cada tecido com relação à água, representado na Figura 5.

Figura 5: Representação bidimensional (*pixel*) de um volume de tecido (*voxel*) a partir da rotação do sistema tubo-detector em equipamento de tomografia computadorizada.

Assim, a cada tecido biológico é atribuído um valor fornecendo contrastes na imagem e associado ao grau de enegrecimento ou densidade óptica ⁽³⁹⁾.

2.3 Qualidade da Imagem em Tomografia Computadorizada

Como já citado, o n_{TC} está associado ao número correspondente de cada pixel de acordo com o μ_i e μ_a , interferindo assim na qualidade da imagem adquirida em tomógrafos.

Além do n_{TC} , existem outros parâmetros que podem interferir diretamente com a qualidade da imagem, como: ruído, linearidade e uniformidade.

2.3.1 Ruído

Cada pixel é mostrado na imagem com um nível de brilho de acordo com a quantificação de densidade de cada tecido com relação à água, mesmo que essa análise seja feita mediante um meio homogêneo constituído de água. Embora apresente homogeneidade, os pixels nunca terão valores exatamente iguais a zero, mas sim próximos a esse valor zero. Essa variação resulta em uma imagem granulosa chamada ruído. O ruído depende de fatores como: kVp, filtração, tamanho do pixel, espessura do corte, eficiência do detector e dose para o paciente. Em estatística, o ruído pode ser chamado de desvio padrão e é calculado pela Equação 2:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (2)$$

onde:

σ = ruído (desvio padrão)

x_i = valor unitário da medida

$\bar{x}$ = média aritmética das medidas

n = tamanho da amostra

2.3.2 Linearidade

A calibração dos equipamentos de TC deve ser frequente com o intuito de que a água represente o n_{TC} igual a zero e os outros tecidos de acordo com seus números adequados associados à escala de Hounsfield.

Este teste verifica se a resposta do tomógrafo é linear; para isso é necessário que a relação entre o n_{TC} e o coeficiente de atenuação linear, μ , deve apresentar uma função linear ^(39, 40).

2.3.3 Uniformidade

A uniformidade espacial é observada quando os valores dos pixels de uma matriz forem constantes em todas as regiões da imagem reconstruída, quando utilizado um objeto preenchido com água, porque é impossível que todos os pixels apresentem valores iguais a zero, pois o tomógrafo é um dispositivo mecânico e não alcança tal precisão; sua variação deve ser entre ± 5 ⁽³⁹⁻⁴²⁾.

2.4 Dosimetria em Tomografia Computadorizada e suas Grandezas

Embora a tomografia computadorizada possua algumas vantagens em comparação a outros segmentos da área da radiologia, como já foram apresentadas anteriormente, sabe-se que a distribuição da dose se tornou mais uniforme devido ao movimento contínuo de rotação do sistema tubo-detecores dentro do *gantry* e por esse motivo a dose absorvida no paciente também é maior; assim, novas grandezas dosimétricas foram surgindo e foram estudadas nos últimos anos.

O modelo inicial para caracterizar a dose de radiação em TC é baseado na grandeza métrica *computed tomography dose index (CTDI)*. Esta grandeza foi introduzida no ano de 1981 por Shope e colaboradores. ⁽⁴³⁾, e em 31 de agosto de 1984 foi regulamentada pelo órgão americano *U.S. Food and Drug*

Administration (FDA) pela emissão de sua definição formal em Registro Federal, determinando-a como um padrão para as medições de dose em TC; desde então vem sofrendo adaptações para sua utilização ^(41,42).

O *CTDI* representa o índice de dose em TC, ao longo do eixo z, a partir de uma série de irradiações contíguas e pode ser medido dentro de um simulador de acrílico cilíndrico (*phantom*) com a contribuição da radiação espalhada, ou no ar ($CTDI_{ar}$) e utilizando uma câmara de ionização (CI), por exemplo. Essa medição é realizada em tomógrafo axial (uma rotação do tubo de raios X) e a cada corte tomográfico o sistema irradia somente a região colimada definindo a espessura de corte e a dose absorvida no local (radiação primária), ao longo do eixo z ^(13,42).

Dependendo do protocolo utilizado para a realização de um exame, o incremento^{##} pode não existir ocasionando exposição contínua da mesma região e por muitas vezes desnecessárias (radiação secundária). Definido o número de cortes e sua espessura, NT , o *CTDI* pode ser calculado pela Equação 3.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (3)$$

onde:

$CTDI$ = índice de dose em tomografia computadorizada (em *mGy*)

N = número de cortes

T = espessura do corte (em mm)

$D(z)$ = dose absorvida medida na posição z (em *mGy.mm*)

A grandeza dosimétrica que representa a dose média no corte central, relativa à uma série de cortes tomográficos é chamada de *Multi Slice Average Dose (MSAD)* ⁽⁴³⁾. Para o cálculo do *MSAD* é considerada a taxa de exposição da

^{##} Incremento = espaçamento entre um corte e outro

radiação secundária em toda a extensão do incremento entre um corte e outro, o que não ocorre no *CTDI* ⁽⁴⁰⁾. O *MSAD* é definido pela Equação 4.

$$MSAD = CTDI \left(\frac{T}{e} \right) = \left(\frac{1}{n.e} \right) \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (4)$$

onde:

MSAD = dose média no corte central, para uma série de cortes (em *mGy*)

CTDI = índice de dose em tomografia computadorizada (em *mGy*)

T = espessura do corte

n = número de cortes

e = extensão do incremento entre um corte e outro

D(z) = dose absorvida no local

A substituição do cálculo do *MSAD* pelo cálculo do *CTDI* só é válida quando a espessura do corte e o incremento da mesa forem exatamente os mesmos ⁽⁴⁴⁾.

Embora a *International Atomic Energy Agency* tenha publicado no ano de 2011 a implementação do *Technical Reports Series* n°. 457 (2007) visando diminuir a incerteza na dosimetria de feixes de radiodiagnósticos, ainda assim, percebeu-se a necessidade de orientação sobre as normas de dosimetria e metodologias relacionadas com a dosimetria para pacientes pediátricos e, em dezembro de 2013, publicou a série 24 - Dosimetria em Radiologia Diagnóstica para Pacientes Pediátricos ^(15,16,17).

Até o momento, não houve padronização nas unidades ou na metodologia para dosimetria de diagnóstico em radiologia, quando aplicado ao local de trabalho clínico. A Implementação do Código de Prática da IAEA-TRS 457 baseou-se na ICRU 74 e verificou, após comparação entre as publicações, que algumas grandezas dosimétricas possuem semelhanças e em alguns casos foram simplificadas e mostradas na Tabela 1.

Tabela 1: Comparação das grandezas usadas pela ICRU e a IAEA ⁽¹⁵⁾

Grandeza	ICRU (74)	IAEA (TRS 457)	Unidade de medição
kerma no ar incidente	$K_{a,i}$	K_i	Gy
kerma no ar de entrada na superfície	$K_{a,e}$	K_e	Gy
Produto kerma ar–área	P_{KA}	P_{KA}	$Gy.m^2$
Produto kerma ar–comprimento	P_{KL}	P_{KL}	$Gy.m$
Índice de kerma ar–livre em TC	C_K	$C_{a,100}$	Gy
Índice de kerma ar dentro de simulador em TC	$C_{K,PMMA}$	$C_{PMMA,100}$	Gy

Como já mencionado, para estimar o índice de dose em TC é utilizada uma câmara de ionização tipo lápis inserida em um simulador de paciente. Inicialmente, para padronizar as medições de $CTDI$, a FDA apresentou os limites de integração de $\pm 7mm$ (espessura do corte, T). Observou-se que essa faixa de integração não era adequada já que a câmara de ionização geralmente utilizada mede 100mm e ultrapassando assim a espessura de corte do $CTDI$.

Assim surgiu o $CTDI_{100}$ onde o limite de integração passou a ser de $\pm 50mm$ correspondendo ao comprimento da câmara ⁽⁴²⁾. O $CTDI_{100}$ representa o índice de dose acumulada no centro da CI de acordo com o número de cortes e pode ser calculado pela equação 5:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (5)$$

onde:

$CTDI_{100}$ = índice de dose acumulada no centro da CI

N = número de cortes

T = espessura dos cortes

$D(z)$ = dose absorvida no local

A IAEA apresentou uma nova terminologia para a avaliação do índice de kerma no ar, $C_{a,100}$, apresentada na Tabela 1. Pode-se observar na Equação 6 que o cálculo considera os mesmos parâmetros do cálculo do $CTDI_{100}$ só que agora a medição é realizada fora do simulador, ou seja, livre no ar ⁽¹⁶⁾.

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} K(z) dz \quad (6)$$

onde:

$C_{a,100}$ = índice de kerma no ar-livre

N = número de cortes

T = espessura dos cortes

K = kerma no ar

Ainda tendo como base o $CTDI_{100}$ para adquirir medições em diversas posições, foi possível realizar medições na posição central do simulador $CTDI_{100c}$ e calcular a dose média dos valores obtidos em medições em pontos na periferia do simulador, $CTDI_{100p}$, obtendo assim o cálculo do índice de dose ponderado, $CTDI_w$, apresentado na Equação 7 ^(45,46,47).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100c} + \frac{2}{3} CTDI_{100p} \quad (7)$$

onde:

$CTDI_w$ = índice de dose ponderado em CT

$CTDI_{100c}$ = índice de dose no centro do simulador

$CTDI_{100p}$ = índice de dose na periferia do simulador

Com o desenvolvimento dos tomógrafos helicoidais, para realizar as medições do $CTDI_w$ adotou-se uma nova grandeza dosimétrica o $CTDI_{vol}$ que considera não só a média entre as doses dos eixos x e y como também o *pitch*, fornecendo então o valor do volume total.

O $CTDI_{vol}$ proporciona um parâmetro de dose única em CT, com base em uma forma fácil e direta, representando a média da dose no interior do volume de um simulador em seus eixos: x, y e z. O cálculo é obtido a partir da Equação⁸ (42,45).

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (8)$$

onde:

$CTDI_{vol}$ = média do índice de dose do volume total

$CTDI_w$ = índice de dose ponderado

pitch = razão entre o deslocamento da mesa e espessura de corte

O produto dose-comprimento (*DLP*) foi atribuído para avaliar o total de dose absorvida pelo paciente. Para este cálculo considera-se a extensão da varredura do paciente e o $CTDI_{vol}$ mostrado na Equação 9 (15).

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (9)$$

onde:

DLP = produto dose-comprimento

$CTDI_{vol}$ = média do índice de dose do volume total

L = extensão da região da varredura do paciente

2.4.1 Adequações das Grandezas Dosimétricas em Tomografia Computadorizada

Após a inserção do $CTDI$, essa grandeza foi a mais utilizada nas medições em TC ⁽⁴⁷⁾ e ocorreram alterações em sua definição em diversas publicações. Os pontos previstos para a determinação da dose absorvida e os valores das faixas de integração para cálculos também são modificados. Isso não ocorre só com essa grandeza dosimétrica e sim com várias, como por exemplo, $C_{a,100}$ e C_K (índice de kerma no ar-livre em TC), apresentado na Tabela 1 ^(16, 48).

Para tentar facilitar o entendimento da terminologia e das definições utilizadas, a IAEA e a ICRU formaram grupos de trabalhos para comparar as nomenclaturas das grandezas e estabelecer um padrão elaborando códigos de práticas específicos para radiodiagnósticos ^(15,16).

O cálculo do índice de dose em tomografia computadorizada ponderado, $CTDI_w$, apresentado na Equação 6, foi substituído atualmente pela nomenclatura C_w , Equação 10. Igualmente ao $CTDI_w$ suas medições são realizadas para se medir o kerma, inserindo a câmara de ionização do tipo lápis dentro do orifício central de um simulador padronizado de acrílico ($C_{PMMA,C}$) e dentro dos orifícios periféricos ($C_{PMMA,P}$) ⁽¹⁵⁾. Sua unidade de medição é a mesma de dose absorvida que no SI é $J.kg^{-1}$ e recebe o nome especial de *gray* (Gy) ⁽¹⁵⁻⁴⁹⁾.

$$C_w = \frac{1}{3}(C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p}) \quad (10)$$

onde:

C_w = índice de dose ponderado

$C_{PMMA,C}$ = CI posicionada no orifício central de um simulador de acrílico

$C_{PMMA,P}$ = CI posicionada em orifício periférico de um simulador de acrílico

Outra substituição importante estabelecida pela IAEA foi da grandeza $CTDI_{vol}$ pela C_{vol} utilizada para medir o índice de kerma no ar volumétrico considerando o $pitch$, apresentado na Equação 11:

$$C_{VOL} = \frac{C_w}{pitch} \quad (11)$$

onde:

C_{vol} = média do índice de dose do volume total

C_w = índice de dose ponderado

$pitch$ = razão entre o deslocamento da mesa e espessura de corte

O produto dose comprimento (DLP) também ganhou uma nova nomenclatura: o produto kerma no ar-comprimento (P_{KL}), mencionado na Tabela 1. Seu cálculo é mostrado na Equação 12. Consideram-se cada sequência ou série de varreduras helicoidais, a extensão da região da varredura do paciente, e o valor da carga do tubo para uma única varredura axial ⁽¹⁵⁾.

$$P_{KL} = \sum_j n C_{VOL} l_j P_{it} \quad (12)$$

onde:

P_{KL} = produto kerma ar - comprimento

$n C_{vol}$ = média do índice de dose do volume total normalizado

l_j = extensão da região da varredura do paciente, eixo z

P_{it} = valor da carga do tubo para uma única varredura axial

Uma câmara de ionização calibrada em feixes padrões de TC vai indicar o valor P_{KL} de acordo com a Equação 13.

$$P_{KL} = N_{PKL} \times M_{K_p} \times K_Q \quad (13)$$

onde:

P_{KL} = produto kerma-ar comprimento

N_{PKL} = coeficiente de calibração

M_{K_p} = leitura corrigida pelas condições ambientais

K_Q = fator de correção para qualidade

2.4.2 Dosímetros Utilizados em Tomografia Computadorizada

A medição da dose absorvida (energia depositada por unidade de massa) em um meio exposto a radiações ionizantes, para fins de proteção radiológica, pode ser realizado utilizando detectores. Quando o detector é utilizado com esta finalidade, ele passa a ser denominado dosímetro ⁽³³⁾.

Os dosímetros termoluminescentes (DTL's), o *CT Dose Profiler* e a câmara de ionização do tipo lápis, são exemplos de dosímetros indicados para a determinação das grandezas aplicadas em TC.

O dosímetro adotado para avaliar e/ou determinar o índice de kerma no ar (K_{ar}) em tomógrafos é principalmente uma câmara de ionização do tipo lápis por apresentar respostas uniformes mesmo com a radiação incidindo em vários ângulos de acordo com a rotação do *gantry*.

Dosímetros desse tipo são calibrados em laboratórios padrões atribuindo a grandeza K_{ar} para TC, garantindo assim a eficácia e precisão de seus resultados. Essa grandeza foi adotada como base para esse tipo de medição

pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) em seu código de prática para radiodiagnóstico ⁽⁵⁰⁾.

A energia cinética depositada por unidade de massa, o kerma (*Kinetic Energy Released per unit of Mass*), pode ser utilizada para medições avaliadas no meio da água, ou para especificação da radiação presente num volume de ar, kerma no ar. Ela é utilizada para tentar medir a energia cinética que os nêutrons (radiação sem carga elétrica) e fótons transferem para prótons e elétrons quando interagem com a matéria ^(48,51).

2.4.2.1 Dosímetros Termoluminescentes (DTLs)

Os dosímetros termoluminescentes têm tido destaque por sua utilização na monitoração de pessoal e para medições em simuladores antropomórficos. Durante o período de exposição do dosímetro à radiação ionizante, uma crescente população de cargas elétricas acumula-se no material e elas permanecem armadilhadas. Este fenômeno ocorre devido à adição de uma impureza (dopante) que cria intencionalmente as armadilhas onde os elétrons livres são capturados rapidamente ⁽³³⁾.

O processo de avaliação desses dosímetros é possível devido à transferência de energia térmica aos elétrons que, por sua vez, se desprendem de suas armadilhas, recombina-se e emitindo luz. A quantidade de luz é gerada a partir da quantidade de cargas presas e é proporcional à dose absorvida durante o tempo de exposição do dosímetro, criando uma curva de emissão luminosa. A leitura termoluminescente (TL) é realizada em sistemas específicos; o resultado da curva TL pode ser medido a partir do pico dosimétrico ou calculando-se a área total sob a curva. O intervalo de doses envolvidas está entre 1 mGy a 100 mGy em radiologia diagnóstica e até 10 Gy em radioterapia ^(40, 52).

Os DTLs mais utilizados são de estado sólido e produzidos em fluoreto de lítio com magnésio ou titânio (LiF:Mg,Ti) devido à sua composição elementar ser similar ao número atômico do tecido humano.

2.4.2.2 Câmara de Ionização Tipo Lápis

A câmara de ionização é um tipo de dosímetro que possibilita a medição com maior precisão da carga coletada para a determinação das grandezas de interesse. Além de indicada para utilização em medições em radiodiagnóstico, deve seguir especificações exigidas pela IEC 61674 e possuir calibração rastreável aos padrões internacionais ⁽⁵³⁻⁵⁶⁾. Seu funcionamento está baseado na coleta de todos os íons primários gerados, pela radiação incidente, a partir da aplicação de uma diferença de potencial, observada na região II da Figura 6 ⁽⁴⁰⁾.

Figura 6: Curva do detector à gás, região II: câmara de ionização ⁽⁴⁰⁾

Existem vários modelos de câmara de ionização e a indicada para uso em tomografia computadorizada é a do tipo lápis por possuir forma geométrica cilíndrica e permitir medições em equipamentos emissores de radiação que giram enquanto emitem radiação, resultando em campos não uniformes que é o caso dos tomógrafos ^(15, 49). Comumente as câmaras de ionização cilíndricas do tipo lápis utilizadas em tomógrafos medem 100 mm de comprimento com volume ativo de 3 cm³. É necessário que seu comprimento seja maior do que a espessura do corte tomográfico; a posição para medição deve ser perpendicular ao eixo do feixe de radiação permitindo que o feixe incida no centro de seu volume sensível ⁽¹⁵⁾. A câmara de ionização do tipo lápis para TC é projetada

para ser utilizada dentro de objetos simuladores. Na Figura 7 é apresentado um esquema de uma típica câmara de ionização do tipo lápis ^(13,57).

Figura 7: Esquema elétrico de uma câmara de ionização do tipo lápis ^(13,57)

Em suas medições é necessário considerar o coeficiente de calibração da câmara, N_K , fornecido pelos laboratórios de calibração e a quantidade média das cargas elétricas, produzida na câmara de ionização, Equação 14. Há também a necessidade de corrigir as leituras considerando um fator de correção para as variações das condições ambientais de referência ^(13,40), Equação 15.

$$Q = \frac{1}{f_{ci}} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (14)$$

onde:

Q = quantidade média das cargas elétricas

f_{ci} = coeficiente de calibração

$D(z)$ = dose absorvida no local

$$F_{T,p} = [(273,15 + T)/(273,15 + 20)] \times [101,3/p] \quad (15)$$

onde:

T = temperatura em graus Celsius (°C)

p = pressão em kilopascal (kPa)

2.5 Calibração de Instrumentos

Antes de sua utilização, qualquer tipo de instrumento medidor de radiação deve ser submetido à calibração com o intuito de garantir a confiabilidade de seus valores apresentados e sua relação com os valores de referência das grandezas de interesse.

Calibrar um instrumento medidor de radiação significa determinar sua resposta a uma grandeza conhecida, envolvendo o uso de pelo menos um instrumento de referência ou instrumento padrão ⁽⁵⁸⁾.

Por definição, o termo “calibração” é descrito como sendo uma “Operação que estabelece, sob condições especificadas, numa primeira etapa, uma relação entre os **valores** e as **incertezas de medição** fornecidos por **padrões** e as **indicações** correspondentes com as incertezas associadas; numa segunda etapa, utiliza esta informação para estabelecer uma relação visando à obtenção de um **resultado de medição** a partir de uma indicação” ⁽⁵⁹⁾.

Quando realizada a calibração de um instrumento, é encontrado um valor multiplicativo que converte o valor indicado, corrigido para as condições ambientais de referência, para um valor real de uma grandeza medida, denominado “coeficiente de calibração” ⁽⁵⁸⁾.

No caso dos instrumentos utilizados em medições em radiodiagnóstico, eles devem ser calibrados em um número de qualidades de radiação suficientes para se alcançar os objetivos do laboratório.

O laboratório deve ter pelo menos duas câmaras de ionização de referência (ou conjunto de câmaras de referência) de modo a fornecer uma faixa de operação útil de qualidades de radiação aplicáveis ao radiodiagnóstico. Pelo menos dois eletrômetros, cada um capaz de medir a carga e corrente são necessários. Cada um deve ser de qualidade suficiente para cumprir as metas do laboratório com precisão. O laboratório deve usar um equipamento de raios X adequado para uso de calibração de instrumentos de medição assim como

para condições experimentais. As qualidades de referência para radiodiagnóstico (RQRs) implantadas pelo laboratório devem obedecer às especificações das normas TRS-457 e IEC 61267 ^(15,53).

Para realizar a calibração de equipamento de dosimetria em qualidades de radiação adequadas para o radiodiagnóstico convencional, é recomendado o uso de um gerador de alta tensão fornecendo uma tensão constante do tubo de raios X, pelo menos, ao longo da faixa de 50 -120 kV ⁽¹⁵⁾. Uma câmara monitora deve ser posicionada na trajetória do feixe.

Tendo como base as RQRs, estabelecidas pela norma IEC 61267, foram determinadas as qualidades de radiação para tomografia computadorizada (RQT). No entanto, pode-se também implantar a série RQT diretamente adicionando filtrações de alumínio até atingir a primeira camada semirredutora (CSR), mostrado na Tabela 2 ⁽¹⁵⁾.

Tabela 2: Qualidades de radiação RQT recomendadas pela norma IEC 61267 ⁽⁵³⁾

Qualidade de Radiação	Tensão Nominal Aplicada ao Tubo (kV)	Filtração Adicional (mmCu)	Espessura Nominal da 1ª CSR (mmAl)
RQT 8	100	0,20	6,9
RQT 9	120	0,25	8,4
RQT 10	150	0,30	10,1

2.6 Proteção Radiológica em Tomografia Computadorizada

Os princípios básicos - justificação, otimização e limitação de doses – são critérios recomendados por diversas publicações, nacionais e internacionais e devem ser considerados como base em procedimentos para a proteção radiológica em qualquer segmento que necessite da utilização de radiação ionizante ^(14,39,40,60).

A importância da justificação rigorosa dos procedimentos de radiologia é enfatizada por todos os procedimentos que envolvam radiação ionizante.

O objetivo básico de otimização da proteção radiológica é ajustar os parâmetros técnicos nos equipamentos antes de se realizar o exame, como nos tomógrafos, por exemplo, além de instituir medidas de proteção à radiação de tal forma que a aquisição da imagem seja obtida com a menor dose possível e que seu benefício líquido seja maximizado para manter a qualidade da imagem suficiente para sua interpretação e assim proporcionar diagnósticos precisos ⁽⁶¹⁾.

A dose absorvida média em tecidos ou órgãos em pacientes pediátricos submetidos a exames tomográficos pode resultar em danos relacionados aos efeitos estocásticos, que são principalmente a carcinogênese e a indução de mutações genéticas ^(40,49).

2.6.1 Dose Equivalente no Órgão (H_T)

A principal preocupação para efeitos adversos à saúde em pacientes pediátricos expostos à radiação ionizante está relacionada com o aumento do risco de incidência de câncer e de mortalidade (efeitos estocásticos). Aproximadamente 70% dos cânceres pediátricos são: leucemia, tumores cerebrais e linfomas ⁽¹⁷⁾.

Na maioria dos casos, os efeitos biológicos relacionados aos exames realizados com a técnica de tomografia computadorizada são considerados

estocásticos por não apresentarem um conhecido limiar de dose, como no caso dos efeitos determinísticos.

Assim, para se avaliar os riscos à saúde mediante as baixas doses de radiação, a dose absorvida no órgão (ou tecido) média é usada como a grandeza física básica para correlacionar a dose com o detrimento da radiação, e é definida pela razão entre a energia, $\bar{\varepsilon}_T$, e a massa do tecido ou órgão, m_T , e pode ser calculada de acordo com a Equação 16 ⁽¹⁷⁾:

$$D_T = \frac{\bar{\varepsilon}_T}{m_T} \quad (16)$$

A dose absorvida é uma indicação do efeito subsequente, pois está relacionada com a qualidade da radiação utilizada no momento do procedimento.

Os chamados fatores de peso da radiação, w_R , definidos pela ICRP possibilitam a avaliação numérica da probabilidade de ocorrer danos biológicos considerando as características da radiação ^(17,49,60,61,62).

No entanto, para estimar a dose equivalente em um órgão ou tecido considerando o tipo de radiação e a energia média absorvida em um determinado órgão ou tecido utiliza-se a Equação 17 ⁽¹⁷⁾:

$$H_T = w_R D_T \quad (17)$$

onde:

H_T = dose equivalente em um órgão ou tecido

w_R = fator de peso da radiação

D_T = energia média absorvida em um determinado órgão ou tecido

A dose equivalente nos órgãos pode ser calculada utilizando-se fatores de conversão pré-estabelecidos e relacionados com as grandezas físicas que descrevem o campo de radiação para a dose do órgão em questão. Comumente, os coeficientes de conversão são determinados por cálculos do método de Monte Carlo, embora em alguns casos, eles também possam ser derivados experimentalmente por simuladores físicos ou antropomórficos utilizando dosímetros para as medições, como a câmara de ionização ou TLDs ^(17,50).

Deve-se ter em mente que a imagem gerada nos tomógrafos, em geral, envolve diferentes parâmetros radiográficos utilizados como: tensão e corrente do tubo, filtração, tamanho de campo ou comprimento de varredura. Assim, os coeficientes de conversão de dose são variáveis, sendo necessário selecionar um valor a partir dos dados disponíveis com base em semelhanças nas condições de exposição ^(17,50).

A estimativa de dose em pediatria é uma tarefa delicada, que exige cuidado e atenção na hora de escolher a conversão requerida dos coeficientes apropriados, tanto para a tarefa de imagem, bem como para o grupo específico de idade pediátrica em combinação com o tamanho do paciente. A melhor abordagem é selecionar um valor a partir dos dados disponíveis com base em semelhanças nas condições de exposição (projeção, tamanho do campo e a qualidade de radiação) e tamanho do paciente ^(17,50).

A grandeza utilizada para a estimativa da dose do paciente pode ser determinada, ajustando-se C_{VOL} e utilizando o fator de conversão de acordo com o tamanho do paciente e as condições de exposição já mencionadas.

2.6.2 Dose Efetiva (E)

A dose efetiva foi definida pela ICRP e ICRU como sendo a soma ponderada dos valores das doses equivalentes nos tecidos para um número específico de órgãos no corpo inteiro para ambos os sexos e todas as faixas

etárias. Os fatores de ponderação escolhidos representam as contribuições relativas aos órgãos ou tecidos em detrimento dos efeitos estocásticos ^(15,49,60,62). No Sistema Internacional (SI) sua unidade de medição é o J.kg^{-1} à qual foi dado o nome especial de sievert (Sv), calculada conforme Equação 18:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (18)$$

onde:

E = dose efetiva

w_T = fator de ponderação tecidual

H_T = dose equivalente nos tecidos (corpo inteiro)

O fator de ponderação tecidual está relacionado com o valor de contribuição de cada órgão para a dose efetiva e é dependente da radiosensibilidade individualmente. De acordo com a ICRP, a Tabela 3 mostra os fatores de ponderação e sua somatória entre diferentes tecidos.

Tabela 3: Fatores de Ponderação Tecidual ^(17,62)

Órgãos ou Tecidos	$\sum w_T$	Fatores de Ponderação Tecidual (w_T)
Superfície óssea, cérebro	0,04	0,01
Glândulas salivares e pele	0,04	0,01
Bexiga urinária, esôfago,	0,16	0,04
Fígado e tireóide	0,16	0,04
Gônadas	0,08	0,08
Medula óssea, cólon, pulmão,	0,72	0,12
Estômago, mama e demais tecidos*	0,72	0,12

* Timo, baço, intestino delgado, próstata, pâncreas, mucosa oral, músculos, nódulos linfáticos, rins, coração, vesícula biliar, região extratorácica, suprarenais, útero e cólo do útero.

A dose efetiva em tomografia computadorizada pode ser estimada a partir do valor do índice de kerma no ar, $C_{ar,100}$. A dose em um órgão específico é obtida pela somatória das contribuições de dose de todos os cortes, a partir de uma área específica, conforme mostrado na Equação 19:

$$D_{\text{órgão}} = \frac{1}{P} \cdot C_{ar,100} \cdot \sum_{-z}^{+z} f(\text{órgão}, z) \quad (19)$$

onde:

$D_{\text{órgão}}$ = dose efetiva em um determinado órgão

P = fator do valor de passo (*pitch*)

$C_{ar,100}$ = índice de kerma no ar

$f(\text{órgão}, z)$ = coeficiente de conversão órgão específico, para uma localização específica no eixo de rotação e $+z$ e $-z$ os limites superior e inferior de extensão do estudo.

2.6.3 Efeitos danosos à saúde oriundos às exposições por TC

Dependendo da energia e da intensidade da radiação em que um indivíduo foi exposto, o dano biológico poderá manifestar-se de duas formas: por meio dos efeitos determinísticos e dos efeitos estocásticos.

Para que os efeitos determinísticos ocorram, os níveis de radiação devem ser altos, decorrentes de doses únicas e com um limiar de dose conhecido e os efeitos deletérios decorrentes dessa exposição ocorrem rapidamente. Os efeitos estocásticos podem ocorrer mesmo quando as doses aplicadas são menores que as dos efeitos determinísticos, resultando em detrimento a longo prazo; contudo, a probabilidade de sua manifestação aumenta quando os indivíduos são expostos com frequência a um campo de radiação, como é o caso da tomografia computadorizada.

O efeito estocástico acomete mais a população pediátrica. As crianças e os jovens são mais suscetíveis aos efeitos adversos à saúde por estarem em desenvolvimento, aumentando assim o risco de incidência de câncer e mortalidade, como comprova o relatório (BEIR VII) pelo *National Research Council of the National Academies* apresentado no ano de 2006, que correlaciona a avaliação do risco para a saúde na pediatria, a incidência do desenvolvimento de câncer ao longo da vida e a mortalidade infantil devido à exposição a baixas doses de radiação ionizante ^(17,63,64).

Nos pulmões e no tórax o risco de desenvolvimento de câncer é mais provável em bebês recém-nascidos, e também em tireóide e mama feminina, mostrando diminuição do risco com o aumento da idade. Contudo, a sensibilidade dos diferentes órgãos varia ao longo do tempo e em maneiras específicas. O risco de incidência e mortalidade por câncer é consideravelmente maior para o sexo feminino ⁽⁶⁴⁾.

Na Figura 8 pode-se observar a sensibilidade e a incidência de desenvolvimento de câncer relacionado a diferentes órgãos ao longo do tempo de acordo com a idade do paciente ⁽¹⁷⁾.

Figura 8: Risco de morte e incidência de câncer ao longo da vida, em população feminina, normalizada para 70 anos de idade, exposta à dose de 0,1 Gy no corpo inteiro ^(17, 64).

As reações dos tecidos decorrentes da exposição à radiação X durante procedimentos radiológicos, em algumas circunstâncias, ocorrem em tecido muito exposto, normalmente as lentes dos olhos, devido à sua maior sensibilidade, outra razão para que os protocolos de TC de crânio em pacientes pediátricos, a otimização da dose seja aplicada indispensavelmente ^(17,40).

2.7 Redução de Dose

Os parâmetros técnicos que mais influenciam na redução de dose são: a tensão do tubo (kVp), a carga em concordância com o tempo de exposição (mA.s), a colimação do feixe de raios X e o *pitch*, juntamente com a velocidade em que a mesa se move.

Esses parâmetros são inseridos no equipamento pelo operador no momento do exame e sua escolha está relacionada com qual região do corpo se deseja estudar, tipo de paciente, necessidade de contraste ou não, e qual patologia investigada.

Cada série de parâmetros inseridos com finalidade de investigação patológica, ou apenas de rotina, chama-se protocolo.

Os protocolos dos tomógrafos são pré-estabelecidos pelo fabricante, mas ao serem instalados em campo de trabalho são adequados à rotina do estabelecimento. Essa adequação é realizada por equipe, composta de médicos, físicos, tecnólogos e técnicos, com competência para tal procedimento. Além disso, caso haja necessidade, os protocolos podem ser modificados pelo operador no momento da realização do exame ⁽⁴²⁾.

Existem outros fatores importantes com o propósito de redução de dose, como por exemplo, o controle automático de exposição, o posicionamento do paciente, os detectores e até mesmo o tamanho do *gantry*.

2.7.1 Parâmetros Técnicos e Físicos para Redução de Dose

Tensão de pico (kVp)

Também chamada de penetração dos raios X, é a alta tensão de alimentação do tubo de raios X aplicada entre o catodo e o anodo. Sabe-se que quanto maior a tensão melhor é a penetração dos raios X ^(33,39).

Corrente x tempo (mAs)

O fator corrente x tempo está associado à corrente de alimentação do filamento do catodo do tubo de raios X e ao tempo de exposição. Mede o número de elétrons por segundo que passam pelo tubo de raios X ^(33,39).

Os fatores de mA.s e kVp podem reduzir a dose de entrada na pele em até 35,9% em relação ao protocolo original utilizado, mantendo a qualidade da imagem em um nível de diagnóstico seguro ^(65,66)

Filtração do feixe de raios X

A utilização de um material absorvente (filtro) entre o tubo de raios X e o paciente permite minimizar o número de fótons de baixa energia que não contribuem para a formação da imagem, proporcionando melhor resolução espacial e menor dose absorvida ao paciente ⁽⁴²⁾.

Colimadores

Os tomógrafos apresentam colimadores pré-paciente e pós-paciente. O colimador pré-paciente está acondicionado entre o tubo de raios X e o objeto de estudo, o paciente, e sua função é de determinar a espessura do corte. O colimador pós-paciente está instalado entre o objeto de estudo, o paciente, e o arco detector e a sua função é minimizar a radiação espalhada com o intuito de diminuir artefatos e ruídos na imagem ^(33,39,41).

A colimação do feixe dos raios X está diretamente associada com a espessura do corte, ou seja, a fatia irradiada. Quanto menor a espessura da fatia irradiada, maior será a quantidade de imagens geradas, consequentemente maior a exposição e a dose absorvida pelo paciente ⁽³³⁾.

Sempre que possível deve-se selecionar espessuras mais espessas com o cuidado para que não esconda algum detalhe importante entre as fatias. Assim, a colimação adequada restringe o volume do tecido irradiado, reduzindo a dose no paciente ⁽³⁹⁾.

Pitch e Velocidade da Mesa

A espessura do corte está associada com o *pitch*. Como já mencionado, o fator de passo (*pitch*) é a razão entre o deslocamento da mesa e a espessura do corte. Nas aquisições helicoidais com *pitch* de 1:1, observa-se que a mesa se desloca proporcionalmente à espessura do corte em cada revolução. Em aquisições com *pitch* 2:1 a mesa se deslocará a uma distância equivalente ao dobro da espessura do corte por revolução. Com isso, a velocidade da mesa é maior e o tempo de exposição menor, resultando em redução de quantidade de radiação por fatia de corte.

Controle automático de exposição

Dois fatores técnicos que podem ser ajustados no momento do procedimento em tomografia computadorizada são o kVp e o mA.s. Comumente, cada operação ultrapassa os 120 kVp e a corrente máxima alcança 400 mA controlada (modulado) automaticamente durante o exame, de acordo com a espessura do paciente, com o intuito de minimizar a dose absorvida ^(39,41).

Alguns equipamentos possuem o controle automático do feixe de acordo com as características do paciente (estatura, peso, idade e sexo). Computacionalmente são estimados a absorção de cada tecido e seu ângulo de incidência ⁽³³⁾.

Posicionamento do Paciente

Antes de iniciar o procedimento, o paciente deve ser posicionado na mesa do equipamento com o suporte de acordo com o protocolo proposto. Tanto a mesa quanto os suportes devem ser confeccionados com material de baixo número atômico, de forma a não interferir na transmissão dos raios X. O

correto posicionamento da mesa do paciente impede que o mesmo tecido seja examinado duas vezes, eliminando a duplicidade de dose ⁽³⁹⁾.

Detectores

Dependendo da marca e do modelo do tomógrafo, existe uma quantidade de detectores acondicionados dentro do *gantry*. Estes detectores captam os fótons de raios X que ultrapassam o corpo do paciente transformando-os em sinais elétricos, analógicos e posteriormente em sinais digitais pelo sistema computacional. Essa conversão da energia dos fótons de raios X em sinais elétricos resulta em aproximadamente 90% de sua eficiência, dito em tomógrafos modernos com detectores cintiladores; os demais não atingem a 100% de eficiência.

Equipamentos que possuem detectores com eficiência baixa necessitam de aumento na corrente do tubo para que seja possível a captação dos fótons de raios X pelos detectores, contudo, resulta no aumento de dose absorvida pelo paciente.

Algoritmos para redução de ruído

Ao realizar um procedimento em tomografia computadorizada, os tomógrafos atuais permitem a seleção de filtros de acordo com a densidade da estrutura em questão. Esta seleção pode ser realizada tanto no domínio de dados brutos quanto no pós-processamento da imagem (reconstrução).

Os filtros ou algoritmos matemáticos são calculados a partir do próprio sistema computacional e variam numericamente. Quanto mais baixo o filtro selecionado, menor o ruído, melhor a qualidade da imagem e consequentemente menor a dose aplicada ^(41,67).

2.8 Recomendações para Medições em Clínicas de Radiodiagnóstico

Antes de realizar qualquer procedimento em pacientes na clínica é imprescindível a utilização de simuladores de pacientes. O código de prática

IAEA sugere que as medições dos índices de kerma em tomografia computadorizada devem ser realizadas em um simulador de acrílico de cabeça e tronco. A TRS 457 recomenda que não se faça medições diretamente em pacientes, o índice de kerma no ar pelo comprimento é calculado considerando os parâmetros do protocolo de exposição do paciente e os resultados das medições com os simuladores ⁽¹⁵⁾.

Apesar das medições de dosimetria com simuladores serem úteis para um programa de controle de qualidade, é necessário realizar uma comparação com as medições feitas em um “paciente padrão”, embora possam não fornecer uma estimativa direta da dose média para uma determinada população de pacientes. Na prática, observam-se também variações de dose devido às diferenças no tamanho do paciente, variações na técnica ou habilidade entre os indivíduos que desempenham o exame e as diferenças de fatores de exposição que podem ser selecionados manual ou automaticamente. Tais informações só podem ser obtidas em medições de dose do paciente para um determinado grupo de pacientes, ou deduzindo-se o seu valor a partir de parâmetros de exposição do paciente ⁽¹⁵⁾.

Embora a IAEA não estabeleça uma quantidade de pacientes para avaliação de doses, o tamanho da amostra deve ser grande o suficiente para reduzir flutuações estatísticas causadas por um pequeno número de pacientes e grandes variações de doses.

A dose no paciente é avaliada por meio de medições feitas em simulador padrão para tomografia computadorizada. O índice de kerma no ar em TC é usado em combinação com os parâmetros de digitalização para calcular o nC_W , o nC_{VOL} e P_{KL} . Para a dose gerada em cada varredura, as grandezas, C_W e C_{VOL} , são usados, lembrando que medições diretas de dose do paciente não são feitas.

2.8.1 Indicações para Protocolo de Crânio

As indicações para a realização de exames de tomografia computadorizada de crânio são diversas; dentre elas estão ^(68,69):

- trauma agudo da cabeça;
- acidente vascular cerebral (AVC): a TC é adequada para o estudo de quase todos os casos e revela hemorragia;
- suspeita de hemorragia intracraniana aguda;
- avaliação pós-operatória imediata após cirurgia no cérebro;
- suspeita de mau funcionamento da derivação, ou revisões de derivação;
- mudança do estado mental;
- aumento da pressão intracraniana;
- dor de cabeça;
- déficits neurológicos agudos;
- suspeita de hidrocefalia;
- avaliação de transtornos psiquiátricos;
- hérnia cerebral;
- toxicidade de medicamentos;
- suspeita de massa ou tumor;
- convulsões.

No entanto, há algumas indicações para exames de cabeça em pacientes pediátricos sugeridos em especial pela Comissão Europeia, como ⁽⁶⁹⁾:

- doenças congênitas: em caso de anomalias ósseas, pode ser necessária uma TC tridimensional. É geralmente necessário sedar as crianças jovens;
- hidrocefalia;
- surdez congênita;
- atraso do desenvolvimento do crânio;
- epilepsia;
- deformidade da cabeça - indicada se a fontanela anterior está aberta devido à possível hidrocefalia; ou anomalia das suturas;
- traumatismo craniano.

2.8.2 Níveis de Referência para Diagnóstico

Os níveis de referência para diagnóstico (NRDs) são estabelecidos a partir de pesquisas em hospitais, em uma região geográfica da dose representativa. É calculada a média dos valores obtidos das doses e dispostas em ordem crescente. Em posse desses valores é realizada a amostra dividida em um quadrante, onde cada quadrante representa 25% da amostra ordenada. O terceiro quartil é utilizado como nível de referência, equivalendo a 75% da amostra ordenada ⁽⁷⁰⁾.

Os resultados obtidos podem ser utilizados para estimar o risco para um paciente específico e também para comparação com NRDs relevantes com a finalidade de identificar altos níveis de dose de radiação. Um de seus objetivos é comparar um valor numérico do nível de referência diagnóstico e a média dos valores obtidos em um simulador.

O NRD pode ser definido como uma forma de investigação utilizando os resultados obtidos das grandezas kerma no ar incidente ou kerma no ar de entrada na superfície em um simulador pediátrico, por exemplo. Em alguns países o termo “valor de referência” é atribuído ao NRD ⁽¹⁷⁾.

Na ausência de limites de dose, radiologistas e outros profissionais estão preocupados em verificar se a prática aplicada está de acordo com doses razoáveis já apresentadas na literatura. A utilização de protocolos pediátricos é fundamental para alcançar este objetivo ⁽⁷¹⁾.

Apesar dos NRDs não estabelecerem limites de dose, eles contribuem como parâmetro para avaliar se os valores obtidos excederam os propostos, sugerindo uma verificação. Os níveis para um exame é geralmente derivado das doses de uma região ou exame.

Quando realizados procedimentos em tomógrafos, as grandezas $CTDI_{vol}$ e DLP (*Dose Length Product*, em mGy.cm) são fornecidas pelo equipamento

após completar a varredura, indicando a dose média na região exposta ao exame.

A Comissão Européia realizou um levantamento dos NRDs para crianças de até 5 anos de idade e estabelecidos através do levantamento das doses recebidas por um número das projeções mais comuns em uma gama de instituições em todo a União Europeia no início e meados da década de 1990 ⁽⁷¹⁾.

Os valores apresentados na Tabela 4 são de pesquisas realizadas em 1996 e para 5 anos de idade.

Tabela 4: Níveis de referência diagnósticos definidos para crianças de 5 anos de idade pela Comissão Europeia ⁽⁷¹⁾

Radiografia	Dose de entrada (μ Gy)
Tórax PA*	100
Tórax lateral	200
Tórax AP* (recém-nascido)	80
Crânio PA/AP	1500
Crânio lateral	1000
Pelve AP	200
Abdômen	1000

*PA = pôster-anterior, *AP = ântero-posterior

A Tabela 5 mostra a comparação de um estudo dos NRDs feito na Suíça com recomendações provenientes do Reino Unido e da Alemanha. Embora sejam todos países desenvolvidos, é possível encontrar diferenças significativas para a mesma faixa de idade.

Tabela 5: Comparação dos níveis de referência de diagnóstico em tomografia computadorizada para pediatria baseada em levantamentos na Suíça, Alemanha, Reino Unido e União Européia ^(69,72).

Idade	Grandeza	Exame de Cabeça			
		Suíça	Alemanha	Reino Unido	União Europeia
<1	$CTDI_{VOL}$	20	33	30	---
	P_{KL} (DLP)	270	390	270	300
1 a 5	$CTDI_{VOL}$	30	40	45	---
	P_{KL} (DLP)	420	520	470	600
5 a 10	$CTDI_{VOL}$	40	50	50	---
	P_{KL} (DLP)	560	710	620	750

$CTDI_{vol}$: índice de dose CT dividido pelo volume verificado; P_{KL} : produto dose-comprimento

Os valores de NRDs no Brasil, identificados pelo Ministério da Saúde em 1998 apenas para pacientes adultos, podem ser conferidos na Tabela 6. A dose média no corte central ($MSAD$), para uma série de cortes foi determinado no eixo de rotação em um simulador de acrílico preenchido com água, com comprimento de 15 cm e diâmetro de 16 cm para cabeça; contudo, os valores foram estabelecidos utilizando um simulador adulto ^(14,15,56).

Tabela 6: NRDs em TC para paciente adulto, publicados pelo Ministério da Saúde em 1998 ⁽⁵⁶⁾.

Exame	Dose média em cortes múltiplos (mGy)
Cabeça	50
Coluna lombar	35
Abdômen	25

3 ESTADO DA ARTE - SIMULADORES APLICADOS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Um simulador ou fantoma (*phantom*) é um objeto físico ou matemático utilizado para reproduzir as características de absorção e espalhamento do corpo ou parte do corpo humano em um campo de radiação ⁽¹⁴⁾.

Os índices de dose em TC podem ser calculados ou medidos de várias formas, depende do padrão que se adota. As doses podem ser quantificadas pela colocação de dosímetros dentro de simuladores antropomórficos, de acrílico, ou cheio de água. Um simulador antropomórfico é aquele que dispõe de detalhes anatômicos, como a forma e a distribuição espacial dos órgãos. Portanto, no seu uso deve-se utilizar um protocolo como um exame real.

Diversos modelos de simuladores têm sido desenvolvidos com objetivo de utilização em programas de controle de qualidade, em avaliações da dosimetria das radiações ionizantes aplicadas à Medicina e para fins de pesquisa.

Com o intuito de reduzir a dose de radiação e aumentar a vida útil do tubo de raios X em exames de tomografia computadorizada, Marconato e colaboradores ⁽⁷³⁾, realizaram no ano de 2004 um estudo que apresentou resultados surpreendentes.

Foram avaliados exames de crânio, de tórax e de abdome. Nos de crânio foram observados 40 pacientes entre adultos e crianças. Apesar de toda a preocupação com a proteção radiológica, não houve relação entre o mAs (rendimento do tubo) utilizado com a idade do paciente, embora o esperado era que fossem utilizados valores mais baixos em crianças ⁽⁷³⁾.

Todas as medições foram realizadas utilizando simuladores de cabeça e corpo, Figura 9, recomendados pela American Association of Physicists

in Medicine ⁽⁷⁴⁾ e uma câmara de ionização do tipo lápis, modelo 10X5-3CT (*Radcal Corporation*). Concluiu-se que, apenas com a redução do mAs, a dose média dos exames de crânio em adultos pode ser reduzida em até 20% sem comprometer a qualidade do diagnóstico e em pediatria (idade de 0 a 6 anos) esta redução de dose pode chegar a 45% ⁽⁷³⁾.

Figura 9: Simulador de acrílico para medições de MSDA (crânio e corpo) ⁽⁷³⁾

Quando o mAs é reduzido espera-se que ruídos na imagem sejam visualizados, mas os médicos radiologistas avaliaram as imagens e concordaram que nestes casos o ruído da imagem não prejudica a qualidade do diagnóstico ⁽⁷³⁾.

Ainda no ano de 2004, Siegel e colaboradores ⁽⁷⁵⁾ avaliaram a qualidade da imagem e a dose de radiação em exames de tomografia computadorizada, alterando os parâmetros técnicos de protocolos pré-estabelecidos e variando a forma e o diâmetro de simuladores. Foram utilizados quatro simuladores construídos em PMMA com diâmetros de 8, 16 e 24 e 32 centímetros, correspondentes a um paciente recém-nascido, paciente de 5 anos de idade, paciente de 12 anos de idade e um paciente adulto, respectivamente, mostrados na Figura 10 ⁽⁷⁵⁾.

Figura 10: Quatro simuladores em PMMA circulares com diâmetros: 8, 16, 24 e 32 cm ⁽⁷⁵⁾

A dose de radiação é afetada por vários parâmetros de digitalização, como: a energia do feixe, a espessura de corte, o número de cortes em TC, o *pitch* ⁽⁷⁶⁾. A variação da corrente no tubo e sua tensão, utilizando simuladores com diâmetros entre 10 e 32 centímetros, resultou na redução da dose de radiação em pacientes pediátricos sem afetar a qualidade da imagem, concluindo que em simuladores pequenos a dose de radiação absorvida é maior quando comparada a simuladores maiores. Por exemplo, aplicando 140 kV tanto em simulador de 8 cm de diâmetro (pediátrico), quanto em simulador de 32cm de diâmetro (adulto), a dose de radiação variou entre 41,9mGy (103%) e 20,6mGy (58%), respectivamente ⁽⁷⁵⁾.

Em 2009, a fim de validar um protocolo para reduzir a dose de radiação nos pacientes sem perda de qualidade de imagens, Nogueira e colaboradores ⁽⁷⁷⁾ realizou um estudo comparativo da qualidade de imagem em tomografia por emissão de pósitrons (PET) associada a TC (PET/CT).

Uma das vantagens da junção dessas duas técnicas é a possibilidade de localizar os processos patológicos com precisão devido a fusão das imagens metabólica e anatômica. No entanto, as duas técnicas expõem os pacientes à radiação, sendo o risco mais crítico quando se trata de pacientes pediátricos ⁽⁷⁷⁾.

O traçador do metabolismo celular, fluordeoxiglicose marcada com flúor (FDG- ^{18}F), pode ser registrado de modo não invasivo pela PET. Em PET/CT a dose efetiva é de aproximadamente 25 mSv, sendo 10 mSv devido a administração do FDG- ^{18}F nos pacientes que receberam atividades entre 300 MBq e 370 MBq. Na PET, quando se reduz a atividade administrada, a dose efetiva no paciente será proporcionalmente menor ⁽⁷⁷⁾.

Utilizou-se um simulador de forma e tamanho de tórax humano, modelo Biodex, de acordo com o protocolo da National Electrical Manufacturer Association (NEMA). Possui 23 cm de diâmetro e apresenta em seu interior seis esferas de diâmetro diferentes (1 cm; 1,3 cm; 1,7 cm; 2,2 cm; 2,8 cm e 3,7cm). Na Figura 11 pode-se observar as imagens correspondentes ao simulador onde foram comparadas aquisições em 2D e 3D ⁽⁷⁷⁾.

Figura 11: Padrões de imagem em diferentes simulações ⁽⁷⁷⁾

Devido ao desenvolvimento tecnológico dos tomógrafos com maior rapidez, seu uso tem tido destaque em estudos vasculares e cardíacos. A viabilidade da angiografia por TC (TCA) fez desta modalidade uma ferramenta importante no diagnóstico e no acompanhamento de ambos os pacientes jovens e idosos com doença vascular, embora pouca informação esteja disponível para TCA em crianças ⁽⁷⁸⁾.

As crianças possuem características diferentes dos adultos, como tamanho do corpo, tempo de circulação, ciclo respiratório e capacidade de prender a respiração. Pensando na dificuldade das crianças prenderem a respiração no momento das aquisições de imagens por TC no ano de 2009, Baek e colaboradores ⁽⁷⁸⁾ desenvolveram um simulador pediátrico para tentar otimizar os artefatos na imagem devido ao movimento do diafragma.

O simulador foi construído em PMMA em forma quadrada com 12 tubos de polietileno de diâmetros diferentes em seu interior. Em ângulo reto, 10 tubos de diâmetros menores foram fixados em 2 tubos que se encontravam na posição vertical. Esses tubos foram preenchidos com meios de contraste Ultravist 370 da Schering para simular as artérias pulmonares e o arco aórtico, Figura 12 ⁽⁷⁸⁾.

Figura 12: Imagem dos tubos preenchidos com meio de contraste simulando estenoses no arco aórtico ⁽⁷⁸⁾

Para simular o movimento de respiração das crianças, o simulador foi acoplado a um ventilador pequeno (DJ-4025, Daejong Indústria Instrumento, Seul, Coréia do Sul) e posteriormente ligado. Na Figura 13 pode-se observar

também um braço mecânico de plástico para movimentar o simulador para frente e para trás.

Figura 13: Simulador posicionado para aquisição das imagens ⁽⁷⁸⁾

Neste mesmo ano de 2009, Pina e colaboradores ⁽⁷⁹⁾, realizaram um estudo para controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. Os equipamentos foram avaliados mediante dosimetria aplicada em simuladores de adultos e pediátricos (até um ano e meio de vida).

Os protocolos adotados foram para estudos de cabeça, abdômen e coluna lombar. As doses na superfície de entrada foram estimadas fixando um tubo de acrílico na lateral de um simulador antropomórfico de crânio, modelo Rando (*radiation analog dosimetry*), mostrado na Figura 14.

O dosímetro utilizado nesse experimento foi o termoluminescente de fluoreto de lítio (TLD-LiF-100) da Harshaw. Foram inseridos 32 dosímetros no interior do tubo, e o protocolo adotado foi o mesmo em uma rotina clínica para pacientes adultos e pediátricos ⁽⁷⁹⁾.

Figura 14: Simulador e tubo de acrílico, contendo TLD-LiF posicionado em sua lateral ⁽⁷⁹⁾

Um dos motivos do aumento do uso do CT em crianças tem sido principalmente pela redução do tempo necessário para o exame - agora menos que 1 segundo - eliminando, na maioria das vezes, o uso de anestesia para evitar que a criança se mova durante a aquisição da imagem ⁽⁸⁰⁾.

A partir desse pressuposto Feng e colaboradores, em 2010, estudaram o desenvolvimento de câncer em criança no decorrer de sua vida, associado à exposição de dose de radiação quando foram submetidas a exames realizados em TC ⁽⁸⁰⁾.

Em seus experimentos foi utilizado um simulador antropomórfico, Figura 15, representando uma criança de 5 anos de idade, modelo 705-C, CIRS, Norfolk. Este simulador é composto de 26 secções com orifícios internos para a inserção de dosímetros termoluminescentes, por exemplo.

De acordo com os resultados desse estudo, foi demonstrado que algumas doses em órgãos específicos atingiram valores de até 22,33 mGy, como na glândula salivar em TC de cabeça. Estas doses estão na faixa entre 5 e 100 mGy, dose à que os sobreviventes nas periferias de Hiroshima e Nagasaki estiveram expostos. Estatisticamente o aumento do risco de desenvolvimento de câncer nestes sobreviventes é pequeno, porém significativo quando se refere às crianças ⁽⁸⁰⁾.

Figura 15: Simulador antropomórfico padrão representando uma criança de 5 anos de idade⁽⁸⁰⁾

Cassola e colaboradores ⁽⁸¹⁾, desenvolveram dois simuladores adultos, um feminino e outro masculino, denominados FAX_AA (Female Adult voXel_Average-Average) e MAX_AA (Male Adult voXel_Average-Average), respectivamente. Esses simuladores, Figura 16, foram desenvolvidos com programas 3D obtidos gratuitamente na internet e as adequações da anatomia humana aos simuladores foram obtidas utilizando atlas anatômicos.

Seu objetivo foi demonstrar que a utilização dos simuladores virtuais (matemáticos) associados a um programa como o CALDose X (acesso livre pela internet), pode-se calcular doses absorvidas em órgãos e tecidos, assim como o risco da exposição à radiação, para pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico, excluindo a necessidade do uso de imagens tomográficas ⁽⁸¹⁾.

Figura 16: Representação dos simuladores MAX_AA e FAX_AA e suas respectivas versões voxelizadas ⁽⁸¹⁾

Para validação de um modelo computacional de exposição para dosimetria em TC, Ferreira e colaboradores realizaram as medições de $CTDI_{100}$ em objetos simuladores da cabeça construídos no Laboratório de Preparação e Caracterização de Materiais do Departamento de Física da Universidade de Sergipe ⁽⁸²⁾.

O simulador possui 16 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento com orifício central, mostrado na Figura 17.

Figura 17: Simulador de cabeça construído em PMMA ⁽⁸²⁾

No ano de 2012, Oliveira e colaboradores ⁽⁸³⁾ desenvolveram um simulador denominado Hydra, Figura 18, a fim de ser utilizado tanto para controle de qualidade quanto para a construção de curvas de calibração a partir dos números de TC. Para a caracterização e a construção do simulador Hydra, seus materiais foram escolhidos de acordo com resultados publicados na literatura e mediante informações nas tabelas da ICRU Report 44 ^(83,84).

Figura 18: Simulador Hydra ⁽⁸³⁾

No mesmo ano de 2012, na Universidade Federal de Sergipe, Batista apresentou em sua tese de doutorado a construção de quatro simuladores ⁽⁴⁹⁾.

Foi desenvolvido um simulador dosimétrico com dimensões e diâmetro de face humana, Figura 19. Este simulador permite avaliar a dose absorvida em diversas posições na direção radial e também ao longo do eixo do simulador utilizando câmaras de ionização tipo lápis. Sua estrutura é em PMMA contendo água em seu interior e seu formato permite a utilização em tomógrafos de feixes cônicos independente do tamanho do FOV^{§§§} ⁽⁴⁹⁾.

§§§ FOV (field of view) = campo de visão na imagem tomográfica

Figura 19: (A) Simulador dosimétrico evidenciando toda sua extensão e bases superior e inferior. (B) Simulador dosimétrico, vista superior, evidenciando os condutos para posicionamento da câmara de ionização ⁽⁴⁹⁾

Para avaliar os parâmetros de um programa de controle de qualidade como as medidas de dimensões lineares e de dimensões angulares, por exemplo, foi desenvolvido o simulador com estrutura em PMMA, com preenchimento de água mostrado na Figura 20. Para esses dois simuladores foram requeridas patentes ⁽⁴⁹⁾.

Figura 20: Simulador para controle de qualidade em tomografia de feixe cônico. (A) vista superior. (B) Conjunto de rebaixos para avaliação de escala de contraste. (C) Vista inferior. (D) conjunto de rebaixos com preenchimento de silicone para avaliação de detectabilidade em baixo contraste ⁽⁴⁹⁾

Para avaliar o número de TC e sua dependência com a área e a posição do objeto dentro do campo da imagem, foi construído outro simulador, composto por várias placas de PMMA com dimensões decrescentes, desde a base até o topo, mostrado na Figura 21.

Figura 21: Simulador de PMMA para avaliação do número de TC em estruturas com diferentes áreas ⁽⁴⁹⁾

O outro simulador também foi construído em PMMA, mas seu formato é uma pirâmide de base quadrada, conforme Figura 22. Sua aplicação tem o mesmo objetivo que o anterior, de avaliar a dependência do número de TC na água com relação à área e posição radial dentro da imagem.

Figura 22: Simulador com preenchimento de água ⁽⁴⁹⁾

No ano de 2016, na Universidade Federal de Sergipe, Ximenes Filho apresentou, em sua tese de doutorado, a construção de um objeto simulador de cabeça para dosimetria em TC, utilizando como materiais para sua construção a dolomita e PMMA, como mostra a Figura 23. Seu objetivo foi avaliar testes de controle de qualidade e monitorar as doses a que o paciente é exposto em exames de TC ⁽⁸⁵⁾.

Figura 23: Simulador finalizado com marcações das medidas das distâncias dos pontos mais externos no plano transversal ⁽⁸⁵⁾

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) da Gerência de Metrologia das Radiações (GMR) e as peças que constituem o simulador pediátrico foram usinadas na oficina mecânica do Departamento de Infraestrutura seguindo as instruções do croqui elaborado neste trabalho; ambos os departamentos pertencem ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP).

O simulador pediátrico desenvolvido foi testado para as grandezas específicas de referência para TC no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), Brasil e no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) – pertencente ao Instituto Tecnológico de Lisboa (ITL), Portugal.

Além disso, ele foi testado para a determinação destas grandezas em dois sistemas de TC clínicos pertencentes a dois centros hospitalares de São Paulo.

A metodologia aplicada foi dividida em seis partes:

- ✓ Desenvolvimento do simulador pediátrico de cabeça
- ✓ Controle de qualidade do sistema dosimétrico a ser utilizado nos simuladores
- ✓ Calibração do sistema dosimétrico:
 - No LCI-IPEN/Brasil e
 - No LMRI-ITL/Portugal
- ✓ Determinação das grandezas específicas de CT utilizando o simulador desenvolvido neste trabalho:
 - No sistema de referência do LCI-IPEN/Brasil e
 - No sistema de referência do LMRI-ITL/Portugal
- ✓ Aplicação dos simuladores em feixes clínicos
- ✓ Comparação dos valores obtidos com os Níveis de Referências da literatura

4.1 Desenvolvimento do Simulador Pediátrico de Cabeça

Para desenvolver o objeto simulador pediátrico de cabeça foi necessário realizar um levantamento dos materiais de densidade equivalente ao osso com o intuito de simular a calota craniana para dosimetria em TC e determinar os fatores de correção para uso clínico.

Os materiais escolhidos para a construção de um simulador físico devem características equivalentes a tecidos humanos, como densidade e coeficiente de atenuação mais próxima possível dos tecidos simulados ⁽⁸⁶⁾. A calota craniana é constituída de duas camadas de osso cortical ou compacto, externa e interna, e entre elas uma camada de osso trabecular ou esponjoso, visto na Figura 24.

Figura 24: Calota craniana apresentando ossos: cortical e esponjoso ⁽⁸⁷⁾

Em recém-nascidos o osso esponjoso possui suas cavidades ocupadas pela medula óssea, ou seja, com alto teor de medula óssea, ao contrário do adulto, aos quais apresentam infiltração de tecido adiposo nas cavidades.

O osso cortical possui densidade relativa de aproximadamente 2,0 g/ml e o osso esponjoso possui densidade relativa de aproximadamente 1,6 g/ml ^(87,88).

Assim os materiais utilizados na construção obedeceram às recomendações da ICRU – Report 44 ⁽⁸⁴⁾, como mostra a Tabela 7.

Tabela 7: Materiais de tecidos equivalentes de acordo com a ICRU – Report 44 ⁽⁸⁴⁾

Materiais Substitutos	Descrição	Densidade (g/cm ³)
Acrílico (músculo)	(C ₅ H ₈ O ₂) _n ; PMMA*	1,17
Alumínio (osso cortical)	Al	2,7
P. V. C.* (osso esponjoso)	(C ₂ H ₃ Cl) _n ;	1,35

* polimetilmetacrilato

* policloreto de vinila

O simulador pediátrico foi desenvolvido em quatro partes, todas em forma cilíndrica, dois cilíndricos de PMMA (o externo e o interno) e quando montados encaixando um ao outro; entre eles, será colocado um terceiro cilindro que simulará a calota craniana, sendo de alumínio ou PVC.

O cilindro externo possui altura de 155 mm, 160 mm de diâmetro externo e 120 mm de diâmetro interno, possui ainda um orifício para medições de dose de entrada na pele, adequado para inserir a câmara de ionização, conforme ilustração na Figura 25.

Figura 25: Cilindro externo: 155 mm de altura, 160 mm diâmetro externo e 120 mm de diâmetro interno

A Figura 26 ilustra o cilindro interno cujas dimensões são: 155 mm de altura, 111,80 mm de diâmetro e possui também uma válvula para a colocação de água no seu interior, além de um orifício central para medição da dose absorvida com a câmara de ionização. Foram construídos também dois tarugos em PMMA para inserir nos orifícios para o preenchimento quando não estão sendo ocupados pela câmara de ionização.

Figura 26: (a) Cilindro interno e (b) Tarugos para preenchimento

Para simular a calota craniana foram construídos dois cilindros: um de alumínio e outro de PVC ambos construídos com as mesmas dimensões 119,90mm de diâmetro externo e 111,90 mm de diâmetro interno x 155 mm de altura, mostrado na Figura 27. Estes são colocados entre o cilindro externo e o interno, um de cada vez.

Figura 27: (a) Cilindro construído em alumínio e (b) Cilindro construído em PVC

O simulador montado, com os cilindros encaixados, está demonstrado na Figura 28.

Figura 28: Esquema dos cilindros acoplados

O simulador desenvolvido neste trabalho será denominado SP_{AL} quando utilizado o cilindro de alumínio e SP_{PVC} quando utilizado o cilindro de PVC.

Para medidas comparativas, foi utilizado um simulador em PMMA pertencente ao IPEN com dimensão de 100 mm X 154 mm, apresentado na Figura 29.****

Figura 29: Foto do simulador pediátrico convencional de cabeça - IPEN

**** Desenvolvido no LCI-IPEN pela Dra. Linda Caldas e o Sr. Marcos Xavier

Os simuladores desenvolvidos foram testados em dois sistemas de radiação de referência, que possuem as qualidades de radiação de referência para radiodiagnóstico, implantadas seguindo o código de prática da IAEA Publicação 457 ⁽¹⁵⁾. Além disso, eles foram testados em dois sistemas clínicos pertencentes a hospitais.

4.2 Controle de Qualidade do Sistema Dosimétrico a ser utilizado nos Simuladores

O sistema dosimétrico utilizado no simulador desenvolvido esteve sob um programa de controle de qualidade para garantir o seu desempenho adequado no decorrer deste trabalho. Os testes de controle de qualidade foram realizados para a câmara de ionização da marca Radcal Corporation, modelo 10x5-3CT no LCI-IPEN/Brasil. Foi utilizada uma fonte radioativa de controle de ^{90}Sr , marca PTW série 1253, atividade nominal 11,1 MBq em 1976.

Na Figura 30 é mostrado o esquema montado do sistema dosimétrico, com a câmara de ionização já acoplada ao eletrômetro e inserida dentro de suporte de acrílico próprio juntamente com a fonte de ^{90}Sr posicionada; somente após 15 minutos foram iniciadas as leituras.

Figura 30: Foto da fonte de ^{90}Sr e a câmara de ionização posicionada no suporte de acrílico para os testes de controle de qualidade

Testes de Estabilidade

Com base nos testes de repetibilidade foi avaliada a estabilidade de acordo com o desempenho da câmara de ionização ao longo do trabalho desenvolvido. A variação de sua resposta em relação ao valor tomado como referência não deve exceder a $\pm 3\%$ estabelecido pela norma IEC 61674 ⁽⁸⁹⁾.

Testes de Repetibilidade e Estabilidade ao Longo do Tempo

O teste de repetibilidade permite avaliar o comportamento do instrumento num determinado intervalo de tempo e é dado pelo desvio padrão de cada medição individual. Seu coeficiente de variação máximo referente às medições fornecidas por instrumentos detectores de radiação utilizados em feixes radiodiagnóstico não deve exceder a $\pm 3\%$ ⁽⁸⁹⁾. A estabilidade ao longo do tempo é dada pelo desvio padrão do conjunto de todas as medições do teste de repetibilidade e sua variação é de $\pm 2\%$ ⁽⁸⁹⁾.

Teste de Corrente de Fuga

Foi realizado o teste de corrente de fuga medindo-se a variação na leitura antes ou após a sua irradiação, não devendo ultrapassar $\pm 1\%$ por minuto para a maior taxa de kerma no ar e $\pm 5\%$ para menor taxa de kerma no ar.

4.3 Calibração do Sistema Dosimétrico a ser utilizado no Simulador

O sistema dosimétrico utilizado foi calibrado antes do seu uso tanto no LCI-IPEN-Brasil, como no LMRI-Portugal. A metodologia aplicada nos dois laboratórios está descrita a seguir.

✓ LCI-IPEN/BRASIL

Para a calibração do sistema dosimétrico, foi utilizada como padrão secundário uma câmara de ionização, calibrada no Laboratório Primário Alemão (PTB), marca Radcal acoplada a um eletrômetro PTW. As qualidades de radiação

de referência, listadas na Tabela 8, foram estabelecidas com este sistema. O método de calibração aplicado foi o método da substituição com base nas leituras da câmara monitora.

Conjunto Dosimétrico:

Câmara de ionização da marca Radcal Corporation, modelo 10x5-3CT, com volume de 3 cm³, número de série 9184 pertencente à MRA – Indústria de Equipamentos Eletrônicos, acoplada ao eletrômetro Radcal, modelo 9015, conforme Figura 31.

Figura 31: Foto do conjunto dosimétrico pertencente ao IPEN: a) Câmara de ionização tipo lápis marca Radcal, modelo 10X5-3CT e b) Eletrômetro, Radcal, modelo 9015

As principais características dos feixes de referência implantados no LCI para TC estão descritas na Tabela 8 ⁽⁵⁷⁾. A calibração foi realizada em termos da grandeza produto kerma no ar-comprimento (P_{KL}) para as qualidades RQT8, RQT9 e RQT10 ⁽¹⁷⁾.

Tabela 8: Qualidades de radiação RQT recomendadas pela norma IEC 61267 e utilizadas para a calibração da CI tipo lápis no LCI ⁽⁵⁷⁾

Qualidade de Radiação	Tensão (kV)	Filtração Adicional (mmCu)	CSR (mm Al)
RQT 8	100	0,20	6,9
RQT 9	120	0,25	8,4
RQT 10	150	0,30	10,2

Para a calibração da câmara de ionização seguiu-se o método proposto pela IAEA – TRS 457 ⁽¹⁵⁾; seu posicionamento deve estar a 100 cm de distância do foco de raios X e a 5 cm de distância do colimador de chumbo com abertura retangular entre 20 x 50 mm. O arranjo esquemático é mostrado na Figura 32.

Figura 32: Arranjo esquemático para a calibração de câmaras CT: d_r é a distância entre o ponto focal (Fo) e o ponto de teste; d_a é a distância entre o ponto focal e o plano da abertura ⁽¹⁵⁾

O coeficiente de calibração foi calculado e é utilizado para converter o valor indicado no instrumento para uma estimativa do valor real, determinado pela Equação 20 em mGy.cm.ue^{-1} ⁽⁵⁷⁾.

$$N_{pkl,Q} = \frac{Kw.d_r}{Md_a} \quad (20)$$

onde:

$N_{pkl,Q}$ = coeficiente de calibração do produto kerma ar-comprimento para cada qualidade de radiação (Q)

K = kerma no ar obtido pela câmara padrão do LCI/IPEN

w = largura da abertura do colimador

d_r = distância entre câmara de ionização e o tubo de raios X

M = valor médio corrigido das leituras

d_a = distância entre o colimador e o tubo de raios X

O coeficiente de calibração $N_{pk,Q}$ obtido para a qualidade de referência RQT9 será denominada a partir de agora como N_{pk} .

Para as qualidades RQT 8 e RQT 10, este coeficiente deve ser utilizado com seu respectivo fator de correção, K_Q que deve ser determinado pela razão do $N_{pk,Q}$ de cada qualidade pelo $N_{pk,Q}$ da qualidade RQT9. Desta forma, os valores para a grandeza de referência P_{KL} serão encontrados de acordo com a Equação 13 já mencionada no item “*Adequações das Grandezas Dosimétricas em TC*”.

Todas as medições foram corrigidas para as condições ambientais de referência (k_{TP}), pela Equação (21).

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (21)$$

onde:

k_{TP} = fator de correção para temperatura e pressão

T = temperatura

P = pressão

Foi utilizado o sistema de radiação X marca Pantak/Seifert, modelo Isovolt HS 160, modelo do tubo MXR-160/22; sua faixa de operação é de 5 kV a 160 kV. O arranjo com a câmara posicionada no sistema de radiação X pode ser observado na Figura 33.

Figura 33: Foto do sistema de radiação X marca Pantak/Seifert pertencente ao LCI/IPEN com arranjo para calibração da câmara de ionização

✓ *LMRI-IST/PORTUGAL*

Com o objetivo de testar o simulador desenvolvido em um laboratório de padronização diferente do LCI para comparação do seu desempenho, foi realizada uma parceria com o Instituto Superior Tecnológico em Lisboa, que possibilitou a utilização de seus feixes padrões rastreáveis ao laboratório de padronização primária *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB) - Alemanha.

Foi utilizado o sistema de radiação X marca Philips, modelo MGC 41, modelo do tubo MCN 165, apresentado na Figura 34. A tensão máxima de operação do sistema de radiação é de 160 kV.

Figura 34: Foto do sistema de radiação X – LMRI

A câmara de ionização modelo 10x5-3CT, Radcal, foi calibrada em feixes padrões implantados no LMRI-Lisboa para TC nas qualidades RQT8, RQT9 e RQT10 em termos da grandeza produto kerma no ar-comprimento (P_{KL}), que estão descritas na Tabela 9.

Tabela 9: Qualidades de radiação RQT recomendadas pela norma IEC 61267 e utilizadas para a calibração da CI tipo lápis no LMRI

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm Al + mm Cu)	CSR (mm Al)
RQT 8	100	3,47 + 0,20	6,9
RQT 9	120	3,90 + 0,25	8,4
RQT 10	150	4,65 + 0,30	10,2

As qualidades implantadas no LMRI são aquelas propostas pelo TRS457, IAEA ⁽¹⁵⁾; no entanto, algumas medições adicionais são aplicadas, como a variação do tamanho de campo durante o procedimento. Para a confirmação dos tamanhos de campo, foram utilizados filmes radiográficos, conforme Figura 35.

Figura 35: Foto do colimador e filme radiográfico do campo de radiação para calibração da câmara de ionização do tipo lápis (adaptada de IST ⁽⁹⁰⁾)

A Tabela 10 mostra os seis diferentes comprimentos do campo de radiação obtidos com os colimadores de chumbo e confirmados com a irradiação dos filmes radiográficos.

Tabela 10: Comprimento do campo de radiação do colimador correspondente.

Colimador	Comprimento do Campo de Radiação (cm)
1	5,36
2	4,30
3	3,17
4	2,21
5	1,03
6	6,33

* Incerteza na dimensão do campo = ± 1 mm

A geometria segue a mesma utilizada no LCI-IPEN, a câmara foi posicionada a 100 cm de distância do tubo de raios X e a 5 cm de distância do colimador de chumbo com abertura de 50mm x 20mm. A Figura 36 apresenta o esquema da geometria de calibração da câmara e o posicionamento para a realização da calibração. Todas as medições foram corrigidas pelas condições ambientais de referência.

Figura 36: a) Esquema da geometria de calibração da câmara, b) Posicionamento para calibração da câmara lápis no LMRI/IST (adaptada de IST ⁽⁹⁰⁾)

O sistema de referência, neste caso, é composto por uma câmara de ionização da marca PTW, modelo 77336, com volume de 4,73 cm³, acoplada a um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E, conforme mostra a Figura 37. Esse conjunto também foi utilizado para testes e já se encontrava calibrado.

Figura 37: Foto do conjunto dosimétrico pertencente ao LMRI-IST/Lisboa: a) Câmara de ionização, PTW, modelo 77336 e b) Eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E

4.4 Determinação das Grandezas Específicas de TC utilizando o Simulador desenvolvido neste Trabalho no Sistema de Referência

✓ LCI-IPEN/BRASIL

O sistema de radiação X – Pantak modelo Isovolt HS 160 possui as RQTs implantadas, como já mencionado anteriormente. Por não possuir *gantry*, o seu feixe de radiação é sempre linear e assim foi estabelecido que o número de cortes fosse sempre igual a 1.

Para posicionar o simulador, seguiu-se orientação dos lasers existentes no equipamento, garantindo assim a simetria do simulador além da localização ideal da câmara de ionização dentro do simulador.

Todos os procedimentos realizados, medições e testes foram obtidos da mesma forma tanto para o SP_{AL} quanto para o SP_{PVC}.

Índice de kerma-ar livre ($C_{a,100}$)

Para estabelecer o índice de kerma-ar livre a câmara de ionização é posicionada livre no ar como sua própria definição, ou seja, sem o colimador e à distância de 1 metro do tubo de raios X. Esse procedimento foi repetido várias vezes no decorrer deste trabalho. Para cada qualidade (RQT8, RQT9 e RQT10) foram coletadas 10 medições e calculada a média. Cada conjunto foi repetido por três vezes. Com esses dados foram obtidos os valores de índice de kerma-ar livre em TC, $C_{a,100}$.

$C_{a,100}$ foi calculado a partir da leitura média da câmara de ionização acoplada ao eletrômetro utilizando a Equação 20.

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \overline{MN}_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP} \quad (20)$$

onde:

$C_{a,100}$ = índice de kerma-ar livre

NT = número de fatias e a espessura de corte

$\overline{M}$ = média das leituras

N_{P_{KL}, Q_0} = coeficiente de calibração da câmara de ionização = N_{KL}

k_Q = fator de correção para energia

k_{TP} = fator de correção para condições ambientais de referência

Câmara de Ionização posicionada no Orifício Central ($C_{PMMA,100,c}$), e no Orifício Periférico ($C_{PMMA,100,p}$) para Obtenção do Índice de Kerma-Ar Ponderado (C_w)

O índice de kerma-ar ponderado é adquirido quando utilizados simuladores construídos em PMMA e que tenham orifícios para introdução da câmara de ionização.

Pelo menos um conjunto de medições de C_w deve ser obtido com três leituras em cada orifício do simulador (central e periférico) para determinar a reprodutibilidade e verificar qualquer variação ⁽¹⁵⁾. A Figura 38 mostra o simulador desenvolvido em uma vista superior para visualização de seus orifícios.

Figura 38: a) Esquema do SP_{PVC} e b) foto do simulador SP_{PVC} (vista superior)

Foi calculado o índice de kerma no ar em TC no orifício central ($C_{PMMA,100,c}$) a partir da média das leituras com a câmara posicionada no orifício central e o índice de kerma no ar em TC no orifício periférico ($C_{PMMA,100,p}$) a partir da média das leituras com a câmara em cada posição periférica: 0, 90, 180 e 270 graus.

Depois de realizadas todas as leituras na periferia, a câmara de ionização foi inserida no centro do simulador. A câmara de ionização permanece sempre acoplada ao eletrômetro e o orifício vazio é preenchido com o tarugo de acrílico.

C_w é obtido a partir de medições realizadas com a câmara de ionização posicionada nos orifícios periféricos e no centro do simulador ($C_{PMMA,100,p}$ e $C_{PMMA,100,c}$).

Os cálculos foram realizados conforme as Equações de números 21 e 22, respectivamente:

$$C_{PMMA,100,c} = \frac{1}{NT} \overline{M}_c N_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP} \quad (21)$$

$$C_{PMMA,100,p} = \frac{1}{NT} \overline{M}_p N_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP} \quad (22)$$

Por fim, é realizado o cálculo de C_w conforme as Equações 23 e 24:

$$C_w = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p}) \quad (23)$$

$${}_nC_W = \frac{C_W}{P_{It}} \quad (24)$$

onde:

P_{It} = tempo de exposição x corrente (mA.s)

✓ *LMRI-IST/PORTUGAL*

O sistema de radiação X marca Philips, modelo MGC 41, modelo do tubo MCN 165, possui as RQTs implantadas, como já mencionado anteriormente. Por não possuir *gantry*, o seu feixe de radiação é sempre linear e assim foi estabelecido que o número de cortes fosse sempre igual a 1. Para posicionar o simulador seguiu-se a orientação dos lasers existentes no equipamento, garantindo assim a simetria do simulador além da localização ideal da câmara de ionização dentro do simulador.

Todos os procedimentos para a determinação das grandezas específicas para CT realizados no LCI/IPEN também foram aplicados no LMRI/IST; as medições e testes foram obtidos da mesma forma tanto para o SP_{AL} quanto para o SP_{PVC}.

Índice de Kerma-ar livre ($C_{a,100}$)

. Para cada qualidade (RQT8, RQT9 e RQT10) foram coletadas 10 medições e calculada a média. Cada conjunto foi repetido três vezes. Com esses dados foram obtidos os valores de índice de kerma-ar livre em TC, $C_{a,100}$.

A Equação já mencionada de número 20 foi utilizada para calcular $C_{a,100}$. O posicionamento para as medições foi realizado com a câmara de ionização na vertical em relação ao feixe de raios X como mostra a Figura 39.

Figura 39: Arranjo da câmara de ionização modelo 10x5-3CT, Radcal, para as medições de $C_{a,100}$

Câmara de Ionização posicionada no Orício Central ($C_{PMMA,100,c}$) e no Orifício Periférico ($C_{PMMA,100,p}$) para Obtenção do Índice de Kerma-Ar Ponderado (C_w)

Foram realizadas medições com os dois sistemas dosimétricos, conjunto câmara de ionização e eletrômetro pertencente ao LCI e ao LMRI. O simulador utilizado nos testes foi o desenvolvido nesse trabalho (SP_{AL} e SP_{PVC}).

Foi calculado o índice de kerma no ar em TC no orifício central ($C_{PMMA,100,c}$) a partir da média das leituras com a câmara posicionada no orifício central e o índice de kerma no ar em TC no orifício periférico ($C_{PMMA,100,p}$) a partir da média das leituras com a câmara em cada posição periférica: 0, 90, 180 e 270 graus. Os cálculos foram realizados utilizando as Equações 23 e 24.

Depois de realizadas todas as leituras na periferia, a câmara de ionização foi inserida no centro do simulador. A câmara de ionização permanece sempre acoplada ao eletrômetro e o orifício vazio é preenchido com o tarugo de acrílico.

O simulador foi posicionado verticalmente como mostra a Figura 40.

Figura 40: Arranjo do simulador desenvolvido na vertical no Sistema de radiação X – LMRI

4.5 Aplicação do Simulador desenvolvido em Feixes Clínicos

Sistemas Clínicos Testados

Para a avaliação do desempenho dos simuladores desenvolvidos em feixes clínicos foram utilizados dois tomógrafos pertencentes a dois hospitais diferentes localizados na Cidade de São Paulo. Suas especificações estão descritas na Tabela 11.

Tabela 11: Especificações dos tomógrafos utilizados

Tomógrafos	Fabricante	Modelo	Tipo	Nº de canais	Tensão (kV)
A	Siemens	Somaton/ Spirit	Multicorte	2	130
B	General Electric (GE)	Light Speed	Multicorte	16	120

Com o auxílio do sistema laser do próprio equipamento foi realizado o posicionamento da câmara de ionização de tal forma que permanecesse no isocentro do *gantry*. Os testes, posicionamentos e os arranjos dos equipamentos em feixes clínicos foram iguais para os dois hospitais.

Foi selecionado o protocolo de crânio tendo como base crianças de até seis anos de idade. Contudo, a forma de aquisição da imagem varia de acordo com cada equipamento e a rotina clínica do hospital.

Índice de kerma-ar livre ($C_{a,100}$)

Para iniciar os testes em feixes clínicos, primeiro foi posicionada a câmara de ionização para medição de kerma-ar livre, observado na Figura 41.

Figura 41: Posicionamento da câmara de ionização para medição de kerma-ar livre
a) Tomógrafo A - Siemens e b) Tomógrafo B - GE

O protocolo para o estudo de crânio é realizado mediante divisão anatômica do crânio em duas regiões: a fossa posterior ou infra-tentorial onde a espessura dos cortes é entre 3 e 5 mm e na região supra-tentorial com espessura de corte entre 7 e 10 mm.

Cada região foi examinada mediante três leituras da seguinte forma:

- fossa posterior (base): L1 + L2 + L3
- supra-tentorial (cérebro): L1 + L2 + L3

Esse procedimento foi repetido três vezes, totalizando 18 leituras a cada conjunto realizado, para cada equipamento. Todas as leituras foram corrigidas de acordo com as condições ambientais do local.

Câmara de Ionização posicionada no Orício Central
($C_{PMMA,100,c}$) e no Orifício Periférico ($C_{PMMA,100,p}$) para Obtenção do Índice de
Kerma-Ar Ponderado (C_w)

Todas as leituras e os testes foram realizados da mesma forma para todos os simuladores mediante modelo do tomógrafo e o protocolo utilizado em cada hospital e no laboratório.

Para dar início aos cortes tomográficos é necessária a aquisição de uma imagem piloto chamada de topograma; a partir dela é realizado o planejamento desejado de acordo com o protocolo selecionado.

Com a ajuda de sistemas de lasers, o simulador foi posicionado no suporte de cabeça na mesa ficando no isocentro do equipamento, mostrado na Figura 42. A inclinação do suporte foi definida a 0° e no modo sequencial como recomendado pela TRS 457 ⁽¹⁵⁾.

Figura 42: (a) Tomógrafo A, simulador SPAL e (b) Tomógrafo B, simulador SPVC,

4.5.1 Valores de Fatores de Conversão de P_{KL} (DLP) para Dose Efetiva

Para a comparação dos valores de P_{KL} (DLP) obtidos com o simulador desenvolvidos e os valores utilizados como NRDs pediátricos já estabelecidos, foi feito um levantamento dos métodos utilizados nesta medição.

Vários métodos são utilizados para se calcular a dose efetiva a partir do valor de P_{KL} (DLP). O mais simples é usar fatores de conversão publicados, que são normalizados da dose efetiva por unidade de P_{KL} ($\text{mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}$).

A Tabela 12 é um dos exemplos desses fatores de conversão, que variam em exames tomográficos, de acordo com a idade do paciente e a região a ser estudada ⁽⁷¹⁾.

Tabela 12: Fatores de Conversão de P_{KL} para Dose Efetiva ($\text{mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}$)

Idade	Cabeça	Pescoço	Tórax
0	0,0110	0,017	0,039
1	0,0067	0,012	0,026
5	0,0040	0,011	0,018
10	0,0032	0,0079	0,013

Neste trabalho, para o cálculo de Dose Efetiva a partir do fator de conversão de P_{KL} (DLP) foi escolhido o valor 0,0040, que se refere à criança de 5 anos de idade, que é a mesma faixa etária escolhida para o simulador desenvolvido nesse trabalho.

4.6 Incertezas

A incerteza associada à medição de dosimetria em feixes de radiologia diagnóstica depende de vários fatores como o tipo de dosímetro utilizado, a qualidade da radiação, o ponto de medição e o eletrômetro, por exemplo.

Para estimativa das incertezas apresentadas nas medições realizadas em laboratório foram utilizadas recomendações do “Guia para a Expressão da Incerteza de Medição” ⁽⁹¹⁾ e foram consideradas as incertezas dos tipos A e B, para um nível de confiança de 95% ($k = 2$) ⁽¹⁵⁾.

Os fatores que contribuem para a estimativa de incerteza da medição de $C_{a,100}$ e C_w , utilizando a câmara de ionização e o eletrômetro, estão listados na Tabela 13.

As incertezas associadas foram calculadas a partir dos valores das medições em simuladores. Algumas fontes de incerteza podem surgir a partir do efeito de dispersão da radiação no interior do simulador, endurecimento do feixe e outros efeitos que podem afetar a resposta da câmara de ionização. Não há dados disponíveis, mas estima-se que estes efeitos podem introduzir uma incerteza adicional de $\pm 5\%$, no máximo, o que corresponde a um desvio padrão de $\pm 3\%$ aproximadamente ⁽¹⁵⁾.

Para câmaras de ionização, a medição da incerteza relativa expandida em simuladores ($k = 2$) para $C_{a,100}$ situa-se entre $\pm 6\%$ e $\pm 13\%$ e para C_w está entre $\pm 8,4\%$ e $\pm 14,4\%$, dependendo do cenário adotado ⁽¹⁵⁾. Na Tabela 13 apresenta três cenários:

- Cenário 1: Este cenário está de acordo com a norma IEC 61674, onde se considera um nível mínimo de desempenho quando utilizado instrumentos bem calibrados, este foi adotado para os cálculos do trabalho em questão, pois considera os efeitos somáticos não conhecidos a priori (como: dispersão da radiação no interior do phantom e endurecimento do feixe) que podem estar

ocorrendo no momento das medições. Foram aplicadas correções de acordo com as condições ambientais. ⁽¹⁵⁾.

- Cenário 2: condição diretamente relacionada ao uso de um dosímetro de referência calibrado em um laboratório de padronização secundária e que apresente pequena dependência energética em sua resposta ⁽¹⁵⁾.

- Cenário 3: neste caso são realizadas correções para as grandezas em termos de condições de exposição como a qualidade da radiação, a densidade do ar e a direção de incidência de radiação ⁽¹⁵⁾.

Tabela 13: Fatores que contribuem para a medição da incerteza na determinação dos índices de kerma-ar em Tomografia Computadorizada: $C_{a,100}$ e C_w , usando o sistema câmara de ionização e eletrômetro ⁽¹⁵⁾.

Fonte de incerteza	Incerteza (k=2) (%)		
	Cenário 1	Cenário 2	Cenário 3
Cenário de medição	6,3	3,5	2,7
Precisão da leitura	1,0	0,6	0,6
Precisão do indicador de carga de tubo	1,0	1,0	1,0
Precisão da câmara de posicionamento / simulador	0,3	0,3	0,3
A incerteza de 1,0mm de diâmetro simulador	0,35	0,35	0,35
Incerteza padrão combinada relativa (k = 1) para $C_{a,100}$	6,5	3,7	3,0
<i>Incerteza expandida relativa (k = 2) para $C_{a,100}$</i>	13	7,4	6,0
Incerteza padrão combinada relativa (k = 1)	7,2	4,8	4,2
<i>Incerteza expandida relativa (k = 2) para C_w</i>	14,4	9,6	8,4
Incerteza em resposta da câmara no simulador	3,0	3,0	3,0

A incerteza de acordo com as fontes apresentadas na Tabela 13 foi calculada a partir das Equações 26 e 27, para $C_{a,100}$ e C_w respectivamente.

$$\sigma_{C_{a,100}} = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 + \sigma_4^2 + \sigma_5^2} \quad (26)$$

Onde:

$\sigma_{C_{a,100}}$ = incerteza padrão combinada relativa de índice de kerma livre no ar

σ_1 = cenário de medição

σ_2 = precisão da leitura

σ_3 = precisão do indicador de carga de tubo

σ_4 = precisão de posicionamento / simulador

σ_5 = a incerteza de 1,0mm de diâmetro simulador

$$\sigma_{C_w} = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 + \sigma_4^2 + \sigma_5^2 + \sigma_6^2} \quad (27)$$

Onde:

σ_{C_w} = incerteza padrão combinada relativa de índice de dose ponderado

σ_1 = cenário de medição

σ_2 = precisão da leitura

σ_3 = precisão do indicador de carga de tubo

σ_4 = precisão da câmara de posicionamento / simulador

σ_5 = a incerteza de 1,0mm de diâmetro simulador

σ_6 = incerteza em resposta da câmara no simulador

Em que:

$$\sigma_{C_w} = \sqrt{\sigma_{C_{a,100}}^2 + \sigma_6^2} \quad (28)$$

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Desenvolvimento do Simulador Pediátrico de Cabeça

De acordo com a análise realizada seguindo as recomendações da norma ICRU 44 ⁽⁸⁴⁾ e os valores da Tabela 5, optou-se pela confecção de dois cilindros com materiais diferentes para representar a calota craniana: o PVC, que representa o osso esponjoso e o alumínio que representa o osso cortical, de acordo com a densidade destes materiais.

A escolha das dimensões foi baseada nas medições disponibilizadas pela Organização Mundial de Saúde (OMS) e a ICRU 44, que recomendam o tamanho da cabeça de uma criança de 0 a 5 anos de aproximadamente 160 mm diâmetro e 155 mm de altura, sendo que a calota craniana deve ter uma espessura de aproximadamente 4 mm, e um diâmetro interno de 111,9 mm. Com estas informações foi realizado o projeto detalhado no item “*Materiais e Métodos*”, e encaminhado ao Departamento de Infraestrutura do IPEN para confecção. As peças usinadas e já prontas para a sua montagem se encontram Figura 43.

Figura 43: Foto do simulador finalizado, a) cilindro externo, b) cilindro interno, c) cilindro PVC, d) cilindro AL, e) tarugos para preenchimento dos orifícios

O simulador montado está apresentado na Figura 44: a) cilindro em alumínio (osso cortical.) e b) cilindro em PVC (osso esponjoso).

Figura 44: Simulador com cilindros acoplados: a) SP_{AL}, b) SP_{PVC}

5.2 Controle e Calibração do Sistema Dosimétrico utilizado no Simulador Proposto

Após a confecção do simulador, foi escolhido um sistema dosimétrico para ser utilizado nas medições, tanto nos laboratórios como em sistemas clínicos. O conjunto formado por uma câmara de ionização e um eletrômetro passou por um programa de controle de qualidade e calibração nas qualidades específicas para CT. Nos itens a seguir serão apresentados os resultados obtidos nestes testes.

5.2.1 Controle de Qualidade do Sistema Dosimétrico

O teste de repetibilidade de um sistema de medida é verificado mediante a constância de suas respostas obtidas. Com a fonte de ^{90}Sr exposta foram realizadas dez medições consecutivas e analisado o desvio padrão das medições. O desvio aceitável para esse teste é de $\pm 1\%$ recomendado pela norma IEC 61674 ⁽⁸⁹⁾.

O teste de estabilidade ao longo do tempo avalia o desempenho da câmara de ionização ao longo do tempo. A Figura 45 apresenta o gráfico de estabilidade com uma variação máxima encontrada de $\pm 2,1\%$, estando assim dentro do limite de aceitação que é de $\pm 3\%$ ⁽⁸⁹⁾.

Figura 45: Teste de estabilidade ao longo do tempo do sistema dosimétrico Radcal utilizando uma fonte de controle de ^{90}Sr .

Durante todo o período de desenvolvimento deste trabalho, o sistema dosimétrico foi submetido a testes de fuga de corrente. Em todos eles não foram encontrados resultados de fuga significativos.

5.2.2 Calibração do Sistema Dosimétrico utilizado no Simulador

✓ LCI-IPEN/BRASIL

Utilizando o procedimento estabelecido pelo LCI/IPEN para a calibração da câmara de ionização tipo lápis marca Radcal Corporation, modelo 10x5-3CT, com número de série 9184, pôde-se determinar o coeficiente de calibração ($N_{P_{KL,Q}}$) para as qualidades RQT8, RQT9 e RQT10, de acordo com a Equação 20, localizada na página 70.

Os resultados obtidos e os principais parâmetros utilizados para a determinação dos coeficientes de calibração estão apresentados na Tabela 14.

A incerteza relativa expandida foi calculada pela incerteza-padrão multiplicada pelo fator $k = 2$ para um nível de confiança de 95% aproximadamente. O valor máximo da incerteza expandida encontrada foi de $\pm 2,04\%$.

Tabela 14: Coeficientes de calibração ($N_{P_{KL,Q}}$), obtidos no LCI para o sistema dosimétrico Radcal

Qualidade de Radiação	Taxa de Kerma-Ar (mGy/min)	w* (cm)	d _r * (cm)	d _a * (cm)	$N_{P_{KL,Q}}$ (mGy.cm.ue ⁻¹)
RQT 8	22,7	5	100	95	9,86
RQT 9	33,4	5	100	95	9,84
RQT 10	54,8	5	100	95	9,85

* (w) valores da abertura da largura do colimador

* (d_r) distância entre a câmara e o foco do tubo de raios X

* (d_a) distância entre o colimador e o tubo de raios X

ue = unidade de escala do instrumento

✓ *LMRI-IST/PORTUGAL*

Para as medições realizadas no LMRI em Lisboa, inicialmente foi realizado um estudo da homogeneidade de resposta da câmara de ionização tipo lápis em todo o seu comprimento. Utilizando um colimador de chumbo, foi feita uma varredura em todo o corpo da câmara de ionização de acordo com a imagem da Figura 46.

Figura 46: Arranjo para testes de homogeneidade da câmara de ionização no LMRI/Portugal

Os resultados mostraram, conforme Figura 47, que diferentemente do que apontam os manuais dos fabricantes das câmaras de ionização do tipo lápis, o seu desempenho de resposta nas extremidades cai consideravelmente para aproximadamente 50% da sua resposta inicial, no centro do seu volume.

Figura 47: Resultado obtido da uniformidade no desempenho da câmara de ionização tipo lápis marca Radcal, modelo 10X5-3CT, número de série 9184 (adaptada de IST ⁽⁹⁰⁾)

Após esta determinação, o sistema dosimétrico foi testado nos feixes padrões do LMRI-IST, Lisboa, nas mesmas condições dos testes aplicados no Brasil. Os coeficientes de calibração encontrados e as características dos feixes estabelecidos estão relacionados na Tabela 15.

A incerteza relativa expandida foi calculada pela incerteza-padrão multiplicada pelo fator $k = 2$ para um nível de confiança de 95% aproximadamente. O valor máximo da incerteza expandida encontrado foi de $\pm 4,6\%$.

Tabela 15: Coeficientes de calibração ($N_{P_{KL,Q}}$), obtidos no LMRI para o sistema dosimétrico Radcal

Qualidade de Radiação	Taxa de Kerma-Ar (mGy/min)	w^* (cm)	d_r^* (cm)	d_a^* (cm)	$N_{P_{KL,Q}}$ (mGy.cm.ue ⁻¹)
RQT 8	25,8	5	100	95	9,90
RQT 9	35,6	5	100	95	9,88
RQT 10	55,1	5	100	95	9,89

* (w) valores da abertura da largura do colimador

* (d_r) distância entre a câmara e o foco do tubo de raios X

* (d_a) distância entre o colimador e o tubo de raios X

ue = unidade de escala do instrumento

Os coeficientes de calibração encontrados para este sistema nos dois laboratórios estão apresentados na Tabela 16. Para os dois casos, foram calculados os valores de K_Q , que representam a dependência energética do sistema para as diferentes energias no intervalo de calibração. Estes fatores foram determinados pela razão dos valores de $N_{P_{KL,Q}}$ pelo valor encontrado para energia de referência RQT9. Verifica-se uma diferença de apenas 0,4% entre os coeficientes encontrados nos dois laboratórios, sendo que a dependência energética do sistema permaneceu a mesma. Estes coeficientes foram utilizados para a determinação das grandezas específicas em cada local.

Tabela 16: Valores de K_Q obtidos nos dois sistemas

Laboratório	$N_{P_{KL,Q}}$	K_Q		
		RQT8	RQT9	RQT10
LCI	9,84	1,002	1,0	1,001
LMRI	9,88	1,002	1,0	1,001

5.2.3 Determinação do Índice de Kerm-Ar Livre ($C_{a,100}$)

Os valores obtidos do índice de kerma livre no ar ($C_{a,100}$) estão apresentados na Tabela 17 para todas as qualidades de radiação específicas para TC estabelecidas nos dois laboratórios. A maior diferença encontrada foi para a qualidade de radiação RQT 10, de 6,2%. Estas diferenças são aceitáveis considerando que, embora o sistema dosimétrico seja o mesmo, os sistemas de radiação X são diferentes.

Tabela 17: Determinação do índice de kerma no ar, $C_{a,100}$, realizada nos laboratórios de calibração do IPEN e do IST.

Qualidade de Radiação	$C_{a,100}$ (mGy/min)	
	LCI / IPEN	LMRI / IST
RQT 8	$22,72 \pm 0,21$	$23,81 \pm 0,32$
RQT 9	$33,21 \pm 0,32$	$35,11 \pm 0,22$
RQT 10	$55,41 \pm 0,50$	$59,12 \pm 0,31$

5.3 Determinação das Grandezas Específicas de TC utilizando os Simuladores desenvolvidos neste Trabalho no LCI/IPEN e LMRI/IST

Antes da aplicação do simulador com o seu respectivo sistema dosimétrico em feixes clínicos, as grandezas específicas para TC foram determinadas nos feixes padrões do IPEN e do LMRI. Os sistemas de radiação X pertencentes aos dois laboratórios são sistemas industriais, não possuem *gantry*, ou seja, não apresentam a rotação que existe em um tomógrafo. Portanto, para a determinação da grandeza $C_{PMMA,100,p}$, que prevê o uso de um valor médio entre aqueles encontrados nas medições nos orifícios periféricos, será utilizada apenas o valor correspondente à incidência vertical do feixe de radiação, aqui denominada 90°. Em todos os casos o simulador foi preenchido com água destilada. Os resultados obtidos estão relacionados a seguir.

Índice de Kerma de Entrada no Orifício Central ($C_{PMMA,100,c}$)

O índice de kerma de entrada no orifício central foi determinado para os dois simuladores, SP_{Al} e SP_{PVC} , com a câmara de ionização inserida no orifício central conforme Figura 48. Os resultados obtidos estão nas Tabelas 18 e 19 para os dois laboratórios, respectivamente.

Figura 48: Câmara de ionização inserida no orifício central do simulador SP_{PVC}

Tabela 18: Valores para a grandeza $C_{PMMA,100,c}$ encontrados para o simulador SP_{AL}.

Qualidade de Radiação	$C_{PMMA,100,c}$ (mGy)	
	LCI / IPEN	LMRI / IST
RQT 8	$1,66 \pm 0,31$	$1,06 \pm 0,21$
RQT 9	$2,45 \pm 0,21$	$1,69 \pm 0,32$
RQT 10	$4,27 \pm 0,10$	$2,88 \pm 0,31$

Tabela 19: Valores de $C_{PMMA,100,c}$ encontrados para o simulador SP_{PVC}

Qualidade de Radiação	$C_{PMMA,100,c}$ (mGy)	
	LCI / IPEN	LMRI / IST
RQT 8	$2,02 \pm 0,31$	$1,17 \pm 0,21$
RQT 9	$3,12 \pm 0,12$	$1,78 \pm 0,31$
RQT 10	$4,82 \pm 0,41$	$2,98 \pm 0,22$

Os resultados encontrados mostram uma diferença significativa entre os dois laboratórios, chegando a até 52%. Esta diferença pode ser atribuída à diferença no comprimento de varredura (12,5 cm IPEN e 10 cm LMRI), pois os

feixes padrões estabelecidos nos dois laboratórios possuem dimensões diferentes. Nos dois casos observa-se que o SP_{AL} , que representa a calota craniana para o osso cortical, atenua a maior parte da radiação que o SP_{PVC} , que representa o osso esponjoso, devido à diferença de densidade dos materiais. As variações encontradas foram 17 %, 21% e 11% para RQT 8, RQT 9 e RQT 10, respectivamente para as medições realizadas no laboratório do IPEN e de 10,4%, 5,3 % e 3,4% respectivamente, no caso do LMRI.

Índice de Kerma de Entrada Periférica ($C_{PMMA,100,p}$)

Como já mencionado, o orifício denominado 90 graus foi escolhido como referência para cálculos que envolvam valores obtidos em orifícios periféricos.

Observando os valores obtidos com o simulador SP_{AL} , Tabela 20, e comparando com os valores da Tabela 21, onde foi utilizado o simulador SP_{PVC} , verifica-se que neste caso a atenuação observada é menor, pois o orifício de posicionamento da câmara de ionização fica fora da calota craniana, diminuindo a atenuação do feixe. No entanto, a contribuição de retroespalhamento pode influenciar os resultados de maneira diferente nos dois casos.

As maiores variações encontradas foram para as medições realizadas no IPEN, de 8%, 6% e 4% para RQT 8, RQT 9 e RQT 10, respectivamente. No LMRI, a variação foi muito menor, devido ao menor comprimento de varredura.

Tabela 20: Valores de $C_{PMMA,100,p}$ utilizando o simulador SP_{AL}

Qualidade de Radiação	$C_{PMMA,100,p}$ (mGy)	
	LCI / IPEN	LMRI / IST
RQT 8	$2,85 \pm 0,23$	$3,37 \pm 0,10$
RQT 9	$4,48 \pm 0,31$	$4,66 \pm 0,20$
RQT 10	$7,48 \pm 0,12$	$7,25 \pm 0,30$

Tabela 21: Valores de $C_{PMMA,100,p}$ utilizando o simulador SP_{PVC}

Qualidade de Radiação	$C_{PMMA,100,p}$ (mGy)	
	LCI / IPEN	LMRI / IST
RQT 8	$3,11 \pm 0,42$	$3,44 \pm 0,41$
RQT 9	$4,75 \pm 0,31$	$4,64 \pm 0,41$
RQT 10	$7,80 \pm 0,21$	$7,21 \pm 0,31$

Índice de Dose Ponderado (C_w), Índice de Dose Volumétrico (C_{VOL})

O cálculo para estimar os valores de C_w dependem diretamente dos valores de $C_{PMMA,100,c}$ e $C_{PMMA,100,p}$ obtidos. Para isso, foi utilizada a Equação 10 citada anteriormente.

O valor de C_{VOL} é obtido a partir da divisão do valor de C_w pelo valor do *pitch*. Quando o *pitch* é menor que 1 significa que a região estudada é irradiada mais de uma vez. Todas as medições realizadas nesse trabalho tiveram todo o seu volume irradiados apenas uma vez; assim, o *pitch* dessas medidas é igual a 1, portanto o valor de C_{VOL} , neste caso, será igual ao valor C_w .

As Tabelas 22 e 23 apresentam os valores calculados de C_w e de C_{VOL} . A atenuação, neste caso, foi de 11%, 13% e 10% para as qualidades RQT 8, RQT 9 e RQT 10, respectivamente, do osso cortical para o esponjoso, no IPEN.

No caso do LMRI, conforme relatado anteriormente, o menor comprimento de varredura não possibilitou identificar uma variação significativa quando comparado ao IPEN.

Tabela 22: Valores de C_w e C_{VOL} utilizando o simulador SP_{AL}

Qualidade de Radiação	C_w e C_{VOL} (mGy)	
	LCI / IPEN	LMRI / IST
RQT 8	$2,46 \pm 0,21$	$2,60 \pm 0,31$
RQT 9	$3,80 \pm 0,22$	$3,67 \pm 0,12$
RQT 10	$6,41 \pm 0,42$	$5,79 \pm 0,32$

Tabela 23: Valores de C_w e C_{VOL} utilizando o simulador SP_{PVC}

Qualidade de Radiação	C_w e C_{VOL} (mGy)	
	LCI / IPEN	LMRI / IST
RQT 8	$2,74 \pm 0,10$	$2,68 \pm 0,41$
RQT 9	$4,21 \pm 0,41$	$3,69 \pm 0,30$
RQT 10	$6,82 \pm 0,21$	$5,81 \pm 0,31$

Produto Kerma no Ar-Comprimento (P_{KL})

Considerando a extensão da região da varredura do simulador, foi calculado o produto kerma-no ar-comprimento (P_{KL}) multiplicando o valor do C_w pelo comprimento de varredura do simulador. Os valores obtidos nos dois laboratórios estão apresentados nas Tabelas 24 e 25 para os simuladores SP_{AL} e SP_{PVC}.

Tabela 24: Valores de P_{KL} utilizando o simulador SP_{AL}

Qualidade de Radiação	P_{KL} (mGy.cm)	
	LCI / IPEN	LMRI / IST
RQT 8	$39,36 \pm 0,41$	$41,60 \pm 0,21$
RQT 9	$60,80 \pm 0,41$	$58,72 \pm 0,40$
RQT 10	$102,56 \pm 0,11$	$92,64 \pm 0,31$

Tabela 25: Valores de P_{KL} utilizando o simulador SP_{PVC}

Qualidade de Radiação	P_{KL} (mGy.cm)	
	LCI / IPEN	LMRI / IST
RQT 8	$43,84 \pm 0,52$	$42,88 \pm 0,40$
RQT 9	$67,36 \pm 0,31$	$59,04 \pm 0,51$
RQT 10	$109,12 \pm 0,42$	$92,96 \pm 0,41$

5.4 Aplicação do Simulador desenvolvido em Feixes Clínicos

O simulador desenvolvido foi testado em dois sistemas clínicos diferentes, Hospital A e Hospital B, usando a mesma metodologia, conforme relatado no item “Materiais e Métodos”. Nos dois casos, foram realizadas medições comparativas com o simulador pediátrico convencional, SPC.

Antes de iniciar quaisquer medições e com o simulador ou a câmara de ionização livre no ar é necessário realizar a aquisição de uma imagem piloto (*scout*) para a definição do campo de visão do equipamento.

Em todos os procedimentos realizados no Hospital A, o protocolo selecionado foi o pré-estabelecido no equipamento, que equivale a crianças de até 6 anos de idade. Os valores de 130 kV e 80 mAs foram utilizadas para todas as aquisições.

Antes da aquisição das medições realizadas com os simuladores, foi determinado o índice de kerma-ar livre ($C_{a,100}$). No Hospital A, o procedimento foi realizado duas vezes e no Hospital B somente uma vez e os resultados estão apresentados nas Figuras 49 e 50, respectivamente.

Os resultados encontrados demonstram que o mesmo protocolo pode significar resultados diferentes em equipamentos diferentes. No Hospital A um mesmo protocolo resultou em resultados diferentes para a base do crânio e o cérebro. Além disso, os valores encontrados no Hospital A são no mínimo quase 4 vezes maiores do que no Hospital B.

Figura 49: Índice de kerma no ar ($C_{a,100}$) no Hospital A para simuladores de base de crânio e cérebro (tomógrafo de 2 canais)

Figura 50: índice de kerma no ar ($C_{a,100}$) no Hospital B para simuladores de base crânio e cérebro (tomógrafo de 16 canais)

Índice de Kerma de Entrada no Orifício Central ($C_{PMMA,100,c}$) e nos Orifícios Periféricos ($C_{PMMA,100,p}$)

Vários conjuntos de medições foram realizados utilizando os simuladores SP_{AL} e SP_{PVC}, cada conjunto foi denominado de Série. A Figura 51 mostra a aquisição de uma das imagens com o simulador SP_{PVC}.

Figura 51: Imagem do corte tomográfico no Hospital A com a câmara posicionada no orifício central do simulador SP_{PVC}

Os parâmetros técnicos correspondentes aos protocolos selecionados para as medições com o simulador SP_{AL} estão apresentados nas Tabelas: 26 (Série 1) e 27 (Série 2) e testes com o simulador SP_{PVC} na Tabela 28 correspondente a série 3.

Observa-se que ocorreram variações no número dos valores apresentados nas Tabelas 26, 27 e 28 referentes ao número de cortes e consequentemente no tempo de varredura dos simuladores; provavelmente estas diferenças ocorreram devido ao tamanho do FOV (campo de visão) selecionado pelo técnico de operação.

Tabela 26: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com o SP_{AL} (Hospital A – Série 1)

Simulador	Protocolo	Tempo (s)	Espessura do Corte T (mm)	Número de Cortes (N)
SP _{AL}	crânio até 6 anos (base)	29	3	10
SP _{AL}	crânio até 6 anos (cérebro)	20	8	7

Tabela 27: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com o SP_{AL} (Hospital A – Série 2)

Simulador	Protocolo	Tempo (s)	Espessura do Corte T (mm)	Número de Cortes (N)
SP _{AL}	crânio até 6 anos (base)	59	3	20
SP _{AL}	crânio até 6 anos (cérebro)	35	8	12

Tabela 28: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com o SP_{PVC} (Hospital A – Série 3)

Simulador	Protocolo	Tempo (s)	Espessura do Corte T (mm)	Número de Cortes (N)
SP _{PVC}	crânio até 6 anos (base)	59	3	20
SP _{PVC}	crânio até 6 anos (cérebro)	38	8	13

Devido à agenda do Hospital A, só foi possível testar o simulador SP_{PVC} uma vez, portanto foram escolhidos para comparação os valores das Séries 2 e 3, cujas medições foram realizadas no mesmo dia e estão apresentadas na Figura 52. É possível observar que os resultados obtidos foram menores quando foi utilizado o simulador SP_{AL}, comparado aos resultados adquiridos com o simulador SP_{PVC}. Esse comportamento ocorre devido à diferença de densidade dos materiais dos cilindros que simulam a calota craniana. Os resultados equivalentes ao “ponto central” na figura representam a posição para cálculo do $C_{PMMA,100,c}$ e o ponto “90 graus” representa a localização dos valores utilizados para o cálculo do $C_{PMMA,100,p}$. As relações entre os valores periféricos e os centrais, em todos os

casos, mantiveram-se a mesma, ou seja, o valor central inclui a contribuição da atenuação pela calota craniana e o valor periférico inclui a contribuição do retroespalhamento pela calota craniana.

**Índice de kerma dentro do SP_{PVC} referente às medições realizadas
(Hospital A - série 3)**

**Índice de kerma dentro do SP_{AL} referente às medições realizadas
(Hospital A - série 2)**

Figura 52: Índice de kerma de entrada no orifício central ($C_{PMMA,100,c}$) e nos orifícios periféricos ($C_{PMMA,100,p}$) nos simuladores no Hospital A: a) Simulador SP_{PVC} – Série 3, b) Simulador SP_{AL} – Série 2

As medições realizadas no Hospital B ocorreram em apenas um dia devido à falta de disponibilidade de sua agenda. Não houve distinção entre a fossa posterior (base) e a supra-tentorial (cérebro) devido ao tomógrafo ser helicoidal *multislice* de 16 canais; seguiu-se o protocolo utilizado na rotina aplicado a crianças de até 5 anos de idade. Foi selecionado o modo sequencial e os mesmos parâmetros foram adotados em todo o procedimento mostrado na Tabela 29.

Tabela 29: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições nos simuladores realizadas com os simuladores SP_{AL} e SP_{PVC} no Hospital B.

Simuladores	Tensão do Tubo (kV)	Corrente do Tubo (mA)	Tempo de Aquisição (s)	Espessura do Corte T (mm)	Número de Cortes (N)
SP _{AL} / SP _{PVC}	120	105	3,8	3,75	43

Os valores obtidos nas medições utilizando os simuladores SP_{AL} e SP_{PVC} no Hospital B estão apresentados na Figura 55. Nota-se que os valores na Figura 55 (a), referentes ao simulador SP_{AL}, estão em geral menores do que os valores apresentados na Figura 53 (b), referentes ao simulador SP_{PVC}. Como esperado, os resultados obtidos para o uso do PVC são maiores, pois a atenuação pelo PVC é menor. Como no caso anterior, a relação entre os valores centrais e periféricos mantêm-se a mesma.

Índice de kerma dentro do SP_{AL} referente às medições realizadas
(Hospital B - Série 4)

Índice de kerma dentro do SP_{PVC} referente às medições realizadas
(Hospital B - Série 5)

Figura 53: Índice de kerma de entrada no orifício central ($C_{PMMA,100,c}$) e orifícios periféricos ($C_{PMMA,100,p}$) nos simuladores no Hospital B: a) Simulador SP_{AL} - Série 4, b) simulador SP_{PVC} - Série 5

Os resultados obtidos, de maneira resumida, para os simuladores SP_{PVC} e SP_{AL} estão apresentados na Tabela 30. Observa-se uma atenuação compatível com a presença da calota craniana, com uma maior atenuação equivalente ao osso cortical tanto no Hospital A quanto no Hospital B; esta atenuação pode chegar até a 23% nos dois materiais (alumínio e PVC) equivalente à densidade dos dois tipos de ossos (cortical e esponjoso).

Tabela 30: Valores obtidos das grandezas específicas: $C_{PMMA,100,c}$, $C_{PMMA,100,p}$, C_W , C_{VOL} e P_{KL} utilizando os simuladores SP_{PVC} e SP_{AL} nos Hospitais A e B

Grandezas	Simuladores			
	Hospital A		Hospital B	
	SP _{PVC}	SP _{AL}	SP _{PVC}	SP _{AL}
$C_{PMMA,100,c} (mGy)$	$2,21 \pm 0,33$	$1,81 \pm 0,41$	$3,13 \pm 0,22$	$2,42 \pm 0,42$
$C_{PMMA,100,p} (mGy)$	$2,99 \pm 0,21$	$2,49 \pm 0,20$	$3,28 \pm 0,11$	$2,85 \pm 0,22$
$C_W (mGy)$	$2,73 \pm 0,42$	$2,26 \pm 0,31$	$3,23 \pm 0,20$	$2,57 \pm 0,61$
$C_{VOL} (mGy)$	$2,73 \pm 0,42$	$2,26 \pm 0,31$	$3,23 \pm 0,20$	$2,57 \pm 0,61$
$P_{KL} (mGy.cm)$	$43,68 \pm 0,43$	$36,16 \pm 0,41$	$51,68 \pm 0,22$	$41,12 \pm 0,42$

5.5 Avaliação dos Resultados obtidos em Comparação com um Simulador de PMMA Convencional (recomendado por normas)

Para validação dos resultados obtidos com os simuladores que representam ossos de diferentes densidades (cortical e esponjoso), foram realizadas medidas com o simulador SPC que é produzido totalmente em PMMA e que é, atualmente, o recomendado pelos protocolos internacionais.

5.5.1 Medições Laboratoriais

Determinação dos Valores de $C_{PMMA,100,c}$ (Orifício Central) e de $C_{PMMA,100,p}$ (Orifício Periférico) para Obtenção do Índice de Kerma-Ar Ponderado

Após o posicionamento do simulador no sistema de radiação X, Figura 54, foram realizadas séries de medições com a câmara de ionização no orifício central e no periférico correspondente a 90°. O simulador foi irradiado com os feixes de radiação correspondentes às qualidades: RQT 8, RQT 9 e RQT 10.

Figura 54: Simulador SPC posicionado no sistema de radiação X – Pantak no LCI para medições de $C_{PMMA,100,c}$ e $C_{PMMA,100,p}$

Os valores de $C_{PMMA,100,c}$ (orifício central) e os valores de $C_{PMMA,100,p}$ (orifício periférico) foram calculados pela fórmula citada na Equação 10, para a determinação do índice de dose ponderado (C_w), sendo um terço dos valores medidos no orifício central mais duas vezes os valores obtidos nos orifícios da periferia.

Para calcular o índice de dose do volume total (C_{VOL}), utilizando a Equação 11, é necessário dividir o valor de C_w pelo valor do *pitch*, que nesse caso é considerado igual a 1, pois o sistema de radiação X é fixo, conforme relatado anteriormente. Considerando a extensão da região da varredura do simulador, foi calculado o produto kerma-no ar-comprimento (P_{KL}), multiplicando o valor do C_w pelo comprimento de varredura do simulador.

Os resultados obtidos para o simulador SPC estão apresentados na Tabela 31 juntamente com aqueles obtidos com os simuladores desenvolvidos e apresentados no item 5.3. Observa-se uma atenuação compatível com a presença da calota craniana, com uma maior atenuação equivalente ao osso cortical. Esta atenuação pode chegar até a 21% (RQT 8). Para o osso esponjoso esta atenuação pode chegar a 6,0% (RQT 8).

Tabela 31: Valores obtidos das grandezas específicas: $C_{PMMA,100,c}$, $C_{PMMA,100,p}$, C_W , C_{VOL} e P_{KL} utilizando os simuladores desenvolvidos neste trabalho e o simulador SPC no LCI

Grandezas	Qualidade de Radiação								
	RQT 8			RQT 9			RQT 10		
	SPC	SP _{PVC}	SP _{AL}	SPC	SP _{PVC}	SP _{AL}	SPC	SP _{PVC}	SP _{AL}
$C_{PMMA,100,c}$ (mGy)	$2,26 \pm 0,41$	$2,02 \pm 0,32$	$1,66 \pm 0,32$	$3,48 \pm 0,31$	$3,12 \pm 0,12$	$2,45 \pm 0,20$	$5,76 \pm 0,52$	$4,82 \pm 0,41$	$4,27 \pm 0,10$
$C_{PMMA,100,p}$ (mGy)	$2,99 \pm 0,31$	$3,11 \pm 0,41$	$2,85 \pm 0,21$	$4,53 \pm 0,20$	$4,75 \pm 0,31$	$4,48 \pm 0,30$	$7,33 \pm 0,52$	$7,80 \pm 0,21$	$7,48 \pm 0,11$
C_W (mGy)	$2,75 \pm 0,11$	$2,74 \pm 0,12$	$2,46 \pm 0,22$	$4,18 \pm 0,40$	$4,21 \pm 0,41$	$3,80 \pm 0,21$	$6,81 \pm 0,51$	$6,82 \pm 0,21$	$6,41 \pm 0,40$
C_{VOL} (mGy)	$2,75 \pm 0,11$	$2,74 \pm 0,12$	$2,46 \pm 0,22$	$4,18 \pm 0,40$	$4,21 \pm 0,41$	$3,80 \pm 0,21$	$6,81 \pm 0,51$	$6,82 \pm 0,21$	$6,41 \pm 0,40$
P_{KL} (mGy.cm)	$44,00 \pm 0,51$	$43,84 \pm 0,52$	$39,36 \pm 0,44$	$66,88 \pm 0,41$	$67,36 \pm 0,32$	$60,8 \pm 0,41$	$108,96 \pm 0,73$	$109,12 \pm 0,42$	$102,56 \pm 0,11$

5.5.2 Medidas Clínicas

Em cada procedimento, foram realizadas 3 medições inserindo a câmara de ionização em cada orifício, nas posições: central e 0, 90, 180 e 270 graus, como mostra a ilustração da Figura 55. Esse procedimento foi repetido três vezes como sugere a norma TRS-457 ⁽¹⁵⁾.

Figura 55: Ilustração de como foram denominados os orifícios do simulador SPC para o posicionamento da câmara de ionização no feixe de raios X

Antes de iniciar as medições, após o posicionamento do simulador e a câmara de ionização, é necessário realizar a aquisição de uma imagem piloto (*scout*) e posteriormente é selecionado o campo de visão como mostra a Figura 56.

Figura 56: Planejamento já com a câmara de ionização introduzida no SPC e seu *scout*

As medições com esse simulador SPC foram realizadas com a câmara de ionização inserida apenas nos orifícios representados por 0°, 90°, 180° e 270°.

De acordo com os parâmetros utilizados observados nas Tabelas 32 e 33, foi verificado que no Hospital A ocorreu variação no número de cortes tomográficos e no tempo de aquisição da varredura do simulador, provavelmente devido ao campo de visão selecionado pelo operador.

Tabela 32: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com SPC (Hospital A – Série 6)

Simulador	Protocolo	Tempo (s)	Espessura do Corte T (mm)	Número de Cortes (N)
SPC	crânio até 6 anos (base)	29	3	10
SPC	crânio até 6 anos (cérebro)	17	8	6

Tabela 33: Parâmetros dos protocolos pré-estabelecidos para as medições realizadas com SPC (Hospital A – Série 7)

Simulador	Protocolo	Tempo (s)	Espessura do Corte T (mm)	Número de Cortes (N)
SPC	crânio até 6 anos (base)	59	3	20
SPC	crânio até 6 anos (cérebro)	35	8	12

A Figura 57 mostra que as medições realizadas com a câmara de ionização no orifício central das duas Séries: 6 e 7 com o simulador SPC apresentaram valores menores quando comparados com a maioria dos orifícios periféricos, mas esta diferença não representa a presença da calota craniana, ela existe apenas, pois a posição periférica está mais próxima do ponto focal.

Na Figura 58 estão representadas as medições realizadas com os três simuladores. É possível verificar claramente a diferença que as calotas cranianas representam em relação ao simulador que usa apenas PMMA como material.

Índice de kerma dentro do SPC referente às medições realizadas
(Hospital A - Série 6)

Índice de kerma dentro do SPC referente às medições realizadas
(Hospital A - Série 7)

Figura 57: Índice de kerma de entrada no orifício central ($C_{PMMA,100,c}$) e orifícios periféricos ($C_{PMMA,100,p}$) no Hospital A: a) Simulador SPC - Série 6, b) simulador SPC - Série 7

Índice de kerma dentro do SPC referente às medições realizadas
(Hospital A - Série 7)

Índice de kerma dentro do SP_{AL} referente às medições realizadas
(Hospital A - Série 8)

Índice de kerma dentro do SP_{PVC} referente às medições realizadas
(Hospital A - Série 9)

Figura 58: Índice de kerma dentro dos simuladores de acordo com o ponto de posicionamento da câmara de ionização no Hospital A,
a) SPC b) SP_{AL} e c) SP_{PVC}

A Tabela 34 mostra um resumo de todos os valores obtidos e já apresentados no item 5.4. Neste caso, estão tabelados os valores obtidos com os três simuladores nos feixes clínicos.

Tabela 34: Valores obtidos das grandezas específicas: $C_{PMMA,100,c}$, $C_{PMMA,100,p}$, C_W , C_{VOL} e P_{KL} utilizando os simuladores SPC, SP_{PVC} e SP_{AL} em feixes clínicos (Hospitais A e B)

Grandezas	Simuladores					
	Hospital A			Hospital B		
	SPC	SP _{PVC}	SP _{AL}	SPC	SP _{PVC}	SP _{AL}
$C_{PMMA,100,c}$ (mGy)	$3,52 \pm 0,21$	$2,21 \pm 0,30$	$1,11 \pm 0,41$	$5,17 \pm 0,32$	$3,13 \pm 0,23$	$2,42 \pm 0,40$
$C_{PMMA,100,p}$ (mGy)	$3,86 \pm 0,22$	$2,99 \pm 0,21$	$1,59 \pm 0,22$	$5,56 \pm 0,22$	$3,28 \pm 0,11$	$2,85 \pm 0,21$
C_W (mGy)	$3,63 \pm 0,31$	$2,73 \pm 0,40$	$1,43 \pm 0,31$	$5,28 \pm 0,30$	$3,23 \pm 0,23$	$2,57 \pm 0,61$
C_{VOL} (mGy)	$3,63 \pm 0,31$	$2,73 \pm 0,40$	$1,43 \pm 0,31$	$5,28 \pm 0,30$	$3,23 \pm 0,23$	$2,57 \pm 0,61$
P_{KL} (mGy.cm)	$58,08 \pm 0,33$	$43,68 \pm 0,41$	$22,88 \pm 0,43$	$84,48 \pm 0,44$	$51,68 \pm 0,24$	$41,12 \pm 0,43$

Os resultados demonstram claramente a necessidade de se considerar a presença da calota craniana no cálculo das grandezas de CT que são utilizadas para se determinar os NRDs. Além disso, os resultados também são influenciados pelos tipos diferentes de ossos com densidades diferentes. No caso dos valores de kerma no ponto central, observa-se uma variação de 68 % no Hospital A e 41% no Hospital B, quando se utiliza a calota craniana corresponde ao osso cortical (alumínio), que é o material mais denso. Para PVC, que representa o osso esponjoso, esta variação foi de 37% no Hospital A e de 39% no Hospital B.

5.5.3 Avaliação dos Resultados encontrados em Comparação com os Níveis de Referências publicados

Devido aos avanços tecnológicos e seus aumentos de otimização de dose, os valores dos NRDs podem ser alterados ao longo do tempo ⁽¹⁷⁾, mas todas as vezes que os valores obtidos estiverem com diferenças mínimas ou máximas consideráveis comparando com o que é apresentado na literatura, é sugerido investigação.

Utilizando os valores de P_{KL} (DLP) apresentados nos sistemas clínicos utilizados para os dois simuladores desenvolvidos e para o simulador convencional, e o fator de conversão indicado para esta faixa etária (0,0040), foi possível calcular os valores de Dose Efetiva, necessários para a comparação em termos de NRD.

Para avaliar os níveis de referência encontrados foram adotados como referência os valores apresentados em estudos realizados na Alemanha, Suíça, Reino Unido e União Europeia. Os valores encontrados neste trabalho estão apresentados na Tabela 35 juntamente com aqueles publicados para estes países. Não foi possível realizar esta comparação com o Brasil, pois os valores de NRD publicados oficialmente (Ministério da Saúde) só consideram medições realizadas em pacientes adultos.

Tabela 35: Comparação entre os valores P_{KL} (DLP) e Dose Efetiva obtidos neste trabalho com os NRDs publicados

Idade (anos)	Simulador	P_{KL} (DLP) (mGy.cm)	Dose Efetiva (mSv)
1 a 5	PMMA (SPC)	510	2,04
	PMMA e Alumínio (SP _{AL})	316	1,26
	PMMA e PVC (SP _{PVC})	414	1,66
	PMMA (Alemanha)	520	2,08
	PMMA (Suíça)	420	1,68
	PMMA (Reino Unido)	470	1,88
	PMMA (União Europeia)	600	2,40
5 a 10	PMMA (Alemanha)	710	2,84
	PMMA (Suíça)	560	2,24
	PMMA (Reino Unido)	620	2,48
	PMMA (União Europeia)	750	3,00

Observando os valores apresentados na Tabela 35, verifica-se que tanto para o produto kerma no ar-comprimento, quanto a dose efetiva os resultados obtidos com o simulador SPC (PMMA) estão compatíveis com os valores dos níveis de referência dos outros países. Os valores obtidos para os simuladores SP_{AL} e SP_{PVC} mostram uma variação máxima de até 47%, comparando-os com o simulador em PMMA (faixa etária entre 1 a 5 anos) e 58% com o simulador PMMA (faixa etária entre 5 a 10 anos), o que pode indicar que existe uma superestimativa dos valores de NRD, que são considerados para as crianças, quando não se considera a presença da calota craniana.

6 CONCLUSÕES

Foi desenvolvido um objeto simulador pediátrico de cabeça considerando a calota craniana para aplicação de medições em procedimentos de tomografia computadorizada de acordo com as recomendações da OMS e ICRU, foram escolhidos dois materiais com densidades próximas ao osso cortical (alumínio) e ao osso esponjoso (PVC) e a parte central pode ser preenchida com água ou outro material dosimétrico.

O projeto de construção do simulador foi realizado com base nas dimensões recomendadas para o tamanho da cabeça de uma criança de 0 a 5 anos: 160 mm de diâmetro e 155 mm de altura. A calota craniana tem uma espessura de 4 mm e um diâmetro interno de 111,9 mm. Essa escolha foi realizada, pois não existem protocolos e/ou recomendações nacionais ou internacionais disponíveis atualmente para dosimetria de TC pediátrico de cabeça que utilize simuladores que considerem a calota craniana. Todos os cálculos de NRD disponíveis foram baseados em um simulador de PMMA.

Os simuladores foram testados em feixes padronizados para as qualidades específicas para tomografia computadorizada no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN/Brasil e no Laboratório de Metrologia de Radiação Ionizante pertencente ao IST/Portugal. Nos dois casos foram utilizadas as qualidades de referência recomendadas pela IAEA e a IEC. Os resultados apresentaram consistência entre si. O sistema dosimétrico foi calibrado nos dois laboratórios. O coeficiente de calibração apresentou uma diferença de 2,04 % entre eles e a dependência energética do sistema permaneceu a mesma.

Foi possível determinar, nos dois laboratórios, as grandezas específicas para TC: $C_{a,100}$, $C_{PMMA,100,c}$, $C_{PMMA,100,p}$, C_W , C_{vol} e P_{KL} . Como estas medições foram realizadas nos feixes padrões pré-estabelecidos em cada laboratório, foi utilizado o comprimento de varredura de cada um, ocasionando uma diferença significativa nos valores de C_W e C_{vol} .

Na sequência, os simuladores foram testados em dois feixes clínicos pertencentes a dois hospitais diferentes. Também foi utilizado, para comparação, um simulador convencional, construído em PMMA de acordo com as recomendações vigentes. Os resultados para as grandezas de TC encontrados mostraram a necessidade de se considerar a presença da calota craniana no seu cálculo, pois as diferenças encontradas foram de até 68% quando se utiliza o simulador com a calota craniana composta com osso cortical (alumínio).

Após a determinação das grandezas em TC nos feixes clínicos, que levou aos valores de P_{KL} e de dose efetiva, que são as grandezas utilizadas na determinação dos NRDs, foi realizado um levantamento dos valores de NRDs disponíveis na literatura para pacientes pediátricos. A publicação da IAEA “Dosimetria em Radiologia Diagnóstica para Pacientes Pediátricos”⁽¹⁷⁾, em 2012, considerou como referência a Alemanha, Suíça, Reino Unido e União Européia para a composição dos valores de NRD. Todos eles utilizaram como referência um simulador de PMMA.

Comparando-se os valores de NRD encontrados neste trabalho com a publicação da IAEA, verifica-se que os resultados obtidos com o simulador SPC (PMMA) estão compatíveis com os valores de níveis de referência dos outros países. Para os simuladores SP_{AL} e SP_{PVC} , os resultados demonstram uma variação máxima de até 47%, comparando-os com o simulador em PMMA (faixa etária entre 1 a 5 anos) e 58% com o simulador PMMA (faixa etária entre 5 a 10 anos), estando abaixo de todos os valores publicados. Isto pode indicar que existe uma superestimativa dos valores de NRD que são considerados para as crianças, quando não se considera a presença da calota craniana.

Também devem ser levadas em consideração as técnicas aplicadas nos diferentes protocolos de cada tomógrafo, pois podem levar a valores de dose efetiva diferentes para pacientes semelhantes.

Sugere-se, numa sequência, que o simulador seja preenchido com materiais com densidades diferentes que possam explorar e simular o parênquima cerebral.

7 REFERÊNCIAS

- 1 SHIMPTON, P. C.; WALL. B.F. The importance of X-ray computed tomography as a source of medical exposure. *Radiation Protection Dosimetry*, v.57, n.1-4, p. 413-415, 1995.
- 2 ZOETELIEF, J.; PERNICKA, F.; CARLSSON, G. A.; DANCE, D.R.; DeWERD, L.A.; DREXLER, G.; JÄRVINEN, H.; KRAMER, H.-M.; NG, K.-H. Dosimetry in diagnostic and interventional radiology: International Commission on Radiation Units and Measurements an INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) Activities. Standards and Code of Practice in Medical Radiation Dosimetry. *Proceedings of an International Symposium*, Vienna, 25-28 November, 2002.
- 3 WHITE, K. S. Helical/spiral CT scanning: a pediatric radiology Perspective. *Pediatric Radiology* 26:5-14, 1996.
- 4 LINTON, O. W.; METTLER, F. A. JR. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. *AJR American Journal Roentgenology*. V.9, p. 181:321, 2003.
- 5 HEIKEN, J. P.; PETERSON C.M.; MENIAS C.O. Virtual colonoscopy for colorectal cancer screening: current status. *Cancer Imaging*. v.5, p. 133-139, 2005.
- 6 BRENNER, D. J.; GEORGSSON M.A. Mass screening with CT colonography: should the radiation exposure be of concern? *Gastroenterology*. v.129, p. 328-337. 2005.

- 7 BACH, P. B.; JETT J. R.; PASTORINO U.; TOCKMAN M. S.; SWENSEN S. J.; BEGG C. B. Computed tomography screening and lung cancer outcomes. *JAMA*. v. 297, p. 953-961, 2007.
- 8 BRENNER, D. J. Radiation risks potentially associated with low-dose CT screening of adult smokers for lung cancer. *Radiology*, v. 5, p. 231-440, 2004.
- 9 NAGHAVI, M.; FALK, E.; HECHT H.S.; et al. From vulnerable plaque to vulnerable patient — Part III: executive summary of the Screening for Heart Attack Prevention and Education (SHAPE) *Task Force report. The American Journal of Cardiology*, v. 98, p. 2H-15H, 2006.
- 10 BRENNER, D. J.; ELLISTON C. D. Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. *Radiology*, v.232, p 735-738, 2004.
- 11 BEINFELD, M. T.; WITTENBERG E.; GAZELLE G.S. Cost-effectiveness of whole-body CT screening. *Radiology*, v.234, p. 234-415, 2005.
- 12 UNSCEAR. Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. UN Sales publication E.00.IX3. *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*. New York. 2000.
- 13 MAIA, A. F. Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada. Tese (doutorado). Universidade de São Paulo. São Paulo, 2005.
- 14 MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. *Portaria 453*, Brasília: 1998.
- 15 IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. (*Technical Reports Series n° 457*); Vienna, 2007.

- 16 IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Implementation of the international code of practice on dosimetry in diagnostic radiology (TRS n° 457): Review of Tests Result. **(Human Health Reports n° 4)**. Vienna, 2011.
- 17 IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Dosimetry in Diagnostic Radiology for Paediatric Patients. **(Human Health Series n° 24)**, Vienna, 2013).
- 18 PATERSON, A.; FRUSH, D. P.; DONNELLY, L. F. Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients. **American Journal of Roentgenology**, 176:297-301, 2001.
- 19 VERDUN, F.R.; SCHNYDER, P.; GUTIERREZ, D.; et al. Patient dose optimization in pediatric computerized tomography. **Revue Medicale Suisse**, 2:1752-1757, 2006.
- 20 FEFFERMAN, N. R.; BOMSZTYK, E.; YIM, A. M.; RIVERA R.; AMODIO, J.B.; PINKNEY, L.P.; STRUBEL, N.A.; NOZ, M.E.; RUSINEK, H. Appendicitis in children: low-dose CT with a phantom-based simulation technique-initial observations. **Radiology**, 237:641-646, 2005.
- 21 MAYO, J. R.; KIM, K. I.; SHARYN, M.D.; MACDONALD, S. L. S; JOHKOH, T.; KAVANAGH, P.; COXSON, H. O.; VEDAL, S. Reduced radiation dose helical chest CT: effect on reader evaluation of structures and lung findings. **Radiology**, 232:749-756, 2004.
- 22 GREESS, H.; LUTZE, J.; NOMAYR, A.; et al. Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation. **European Radiology**, 14:995-999, 2004.
- 23 RATCLIFFE, J.; SWANSON, C. E.; HAFIZ, N.; et al. Assessment of image quality of a standard and two dose-reducing protocols in paediatric pelvic CT. **Pediatric Radiology**, 33:177-182l, 2003.

- 24 FRUSH, D. P.; SLACK, C. C.; HOLLINGSWORTH, C. L.; et al. Computer-simulated radiation dose reduction for abdominal multidetector CT of pediatric patients. *American Journal of Roentgenology*, 179:1107-1113, 2002.
- 25 MORGAN, H. T. Dose reduction for CT pediatric imaging. *Pediatric Radiology*, 32:724-728; discussion 751-724, 2002.
- 26 WESTERMAN, B. R. Radiation dose from Toshiba CT scanners. *Pediatric Radiology*, 32:735-737; discussion 751-734, 2002.
- 27 FOX, S. H.; TOTH, T. Dose reduction on GE CT scanners. *Pediatric Radiology*, 32:718-723; discussion 751-714, 2002.
- 28 FRUSH, D. P. Pediatric CT: practical approach to diminish the radiation dose. *Pediatric Radiology*, 32:714-717; discussion 751-714, 2002.
- 29 FRUSH, D. P. Strategies of dose reduction. *Pediatric Radiology*, 32:293-297, 2002.
- 30 WONG, E. T.; YU, S. K.; LAI, M.; WONG, Y. C.; LAU, P. C. MAPD-an objective way to select mAs for paediatric brain CT. *The British Journal of Radiology*, 74:932-937, 2001.
- 31 IMAGEN GENTLY. Development of Pediatric CT Protocols 2014. Disponível em: <<http://www.imagegently.org/procedures/Interventional-Radiology/Protocols>>. Acesso em fevereiro de 2015.

- 32 AAPM, THE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Pediatric Routine Pediatric Head CT Protocols Version 1.1. 12/14/2015. Disponível em: < <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/>> Acesso em: janeiro de 2016.
- 33 MOURÃO, A. P. **Tomografia computadorizada: Tecnologias e Aplicações**. Editora Difusão, p. 19. São Caetano do Sul, 2007.
- 34 HOFER, M. **Tomografia Computadorizada Manual Prático de Ensino**. Editora Revinter, 6ª Edição, Rio de Janeiro, 2010.
- 35 GEBRIN, E. M. M. S. Incorporação de novas tecnologias em tomografia computadorizada. *Radiologia Brasileira*, v. 37, n.1, pp. III-IV, 2004.
- 36 ROCHA. M. S.; ASSUMPÇÃO, L. R.; ARAÚJO, D. V. Acurácia da Tomografia Computadorizada de Múltiplos Detectores no Diagnóstico da Doença Arterial Coronariana: revisão sistemática. *Revista Brasileira de Cardiologia*, v. 25 (2):141-148, 2012.
- 37 SILVA, A. C.; MORSE, B. G.; HARA, A. K.; PADEN R. G.; HONGO, N.; PAVLICEK, W. Dual-Energy (Spectral) CT: Applications in Abdominal Imaging. *RadioGraphics*, v. 31:1031–1046, Published online 10.1148/rg.314105159, 2011.
- 38 SANTOS, E. S.; NACIF, M. S. **Manual de técnicas em tomografia computadorizada**. Rio de Janeiro. Ed. Rubio, p.69, 2009.
- 39 BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção**. Tradução brasileira, 9ª ed., 2010.
- 40 DAROS, K. A. C.. Avaliação das doses de radiação X em exames pediátricos de tomografia computadorizada de crânio com base em estudo de otimização.

Tese (doutorado). Universidade Federal de São Paulo. Escola Paulista de Medicina. São Paulo, 2005.

41 AAPM, THE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography**. College Park, MD, 2010. (AAPM Report 111).

42 AAPM, THE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT**. College Park, MD, 2008. (AAPM Report 96).

43 SHOPE, T.; GAGNE, R.; JOHNSON, G. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Medical Physics*, v. 8, p. 488-495, 1981.

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

45 IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. *IEC Publication No. 60601-2-44*. Ed. 2.1: International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office: Geneva, Switzerland, 2002.

46 BONGARTZ, G.; GOLDING, S. J.; JURIK, A. G.; LEONARDI, M.; MEERTEN, E. V. P.; GELEIJNS, J.; JESSEN, K. A.; PANZER, W.; SHRIMPTON PC.; TOSI, G. **EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography**. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2000.

- 47 LEITZ W, AXELSSON B, SZENDRO G. Computed tomography dose assessment: A practical approach. *Radiation Protection Dosimetry*, 57:377–380, 1985.
- 48 SOARES, F. A. P.; LOPES, H. B. M. **Radiodiagnóstico - Fundamentos físicos**. Santa Catarina. Ed. Insular. c. 8, p. 55, 2003.
- 49 BATISTA, W. O. G. **Dosimetria e controle de qualidade em procedimentos radiológicos destinados a implantes odontológicos**. Tese (doutorado). Universidade Federal de Sergipe. São Cristóvão, 2012.
- 50 ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Patient dosimetry for X rays used in medical imaging*. (ICRU 74) Draft of June 2003. Bethesda. MD, 2003.
- 51 ICRP, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. (ICRP), *Publication 116 – 2010*: Oxford: Pergamon Press, 2010.
- 52 MOHAMAIN, K.; AZEVEDO, A. C. P.; ROSA, L.; GUEBEL, M. R. N.; BOECHAT, M. C. B. Dose measurements using thermoluminescent dosimeters and DoseCal software at two pediatric hospital in Rio de Janeiro. *Applied Radiation and Isotopes*, n. 59, p 53-57, 2003.
- 53 IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 61267. **Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in determination of characteristics**. Revisão 2005. Genève, 2005.
- 54 IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 61674. **Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semi-conductor Detectors as Used in X ray Diagnostic Imaging** Genève, 1997.

- 55 FDA, US FOOD and DRUG ADMINISTRATION. **A guide for the submission of indicial report on computer tomography x-ray system.** FDA, 1985.
- 56 ANVISA, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos.** Brasília: ANVISA, p. 103, 2005.
- 57 DIAS, D. M. **Estabelecimento de um novo método de calibração de câmaras de ionização tipo lápis para dosimetria em feixes de tomografia computadorizada.** Dissertação (mestrado) Universidade de São Paulo, 2010.
- 58 VÍVOLO, V. **Aplicação de metodologia de testes de desempenho para monitores portáteis de radiação.** Dissertação (mestrado) Universidade de São Paulo, 2000.
- 59 VIM, VOCABULÁRIO INTERNACIONAL DE METROLOGIA. **Conceitos fundamentais e gerais e termos associados.** Edição Luso-Brasileira, Rio de Janeiro, VIM 2012.
- 60 ICRP, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Publication 60 – 1990: **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Oxford: Pergamon Press, 1991.
- 61 ICRP, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Publication 121: **Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology.** 42(2):1-63; Apr 2013.
- 62 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. (ICRP), Publication 103: **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** [S.l.], p. 1-332, 2007.

- 63 BEIR VII, BIOLOGICAL EFFECTS OF IONIZING RADIATION. National Academy of Sciences, 1956.
- 64 NATIONAL RESEARCH COUNCIL OF THE NATIONAL ACADEMIES, Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation; BEIR VII Phase 2, Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, National Academies Press, Washington, DC 2006.
- 65 SAINT' YVE S, T. L. A.; TRAVASSOS, P. C. B.; GONÇALVES, E. A. S.; MECCA, F. A.; SILVEIRA, T. B. Otimização da relação dose x ruído na imagem em protocolos de tomografia computadorizada de crânio pediátrico. ***Revista Brasileira de Física Médica***; v. 4(1), p. 11-4, 2010.
- 66 DALMAZO, J.; JÚNIOR, J. E.; BROCCHI, M. A. C.; COSTA, P. R.; MARQUES, P. M. A. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. ***Radiologia Brasileira***. v. 43(4), p. 241–248, 2010.
- 67 MARCONATO, J. A.; AESSE, F. F.; FERREIRA, J. H. P.; PINHEIRO, C. O. P.; MAZZOLA, A. A. Tomografia computadorizada da coluna lombar após artrodese com emprego de material metálico: avaliação da qualidade da imagem para diferentes algoritmos matemáticos. ***Radiologia Brasileira***, v.40, nº.1, São Paulo, 2007.
- 68 AAPM. THE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Adult Routine Head CT Protocols Version 1.1. 2012. Disponível em: <<http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/AdultRoutineHeadCT.pdf>> Acesso em: fevereiro de 2015.

- 69 CE, COMISSÃO EUROPEIA. **Diretrizes para a Prescrição de Exames Imagiológicos**. Serviço das publicações oficiais das comunidades europeias. ISBN: 92-828-9458-4. Luxemburgo, 2001.
- 70 McCOLLOUGH, H., C. **Diagnostic Reference Levels**. Disponível em: [http// www.imagewisely.org](http://www.imagewisely.org), American College of Radiology, 2010.
- 71 IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation Protection in Paediatric Radiology**. (Safety Reports Series – nº 71), Vienna, 2012.
- 72 VERDUN, F. R.; Gutierrez, D.; Vader, J. P.; Alamo-Maestre, L. T.; Bochud, F.; Gudinchet. F. CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland, (1980–1986) **European Radiology** **18**. 2008.
- 73 MARCONATO, J. A.; MAZZOLA, A. A.; SANVITTO, P. C.; CARVALHO, A. C. P.; VASQUES, M. V. Redução de dose e aumento na vida útil do tubo de raios X em tomografia computadorizada. **Radiologia Brasileira**, v. 37(5):351-356; 2004.
- 74 AAPM, AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners**. Report nº. 1. 1977.
- 75 SIEGEL, M. J.; SCHMIDT, B.; BRADLEY D.; SUESS, C.; HILDEBOLT, C. Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape1. **Radiology**; v. 233:515–522; 2004
- 76 McNITT-GRAY MF. AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: topics in CT—radiation dose in CT. **RadioGraphics**; v. 22: 1541–1553; 2002.
- 77 NOGUEIRA, S. A.; LEDERMAN, H. M.; WAGNER, J. YAMAGA, L. Y.; CUNHA, M. L.; FUNARI, M. B. G. Estudo comparativo da qualidade de imagem

dos modos de aquisição da PET: validação de um protocolo para reduzir a dose de radiação. ***Radiologia Brasileira***. v. 42(2):103-107; 2009.

78 BAEK, J. H.; LEE, W.; CHANG, K. H.; CHUNG, J. W.; PARK, J. H. Optimization of the scan protocol for the reduction of diaphragmatic motion artifacts depicted on CT angiography: a phantom study simulating pediatric patients with free breathing. ***Korean Journal of Radiology*** . 10:260-268; 2009.

79 PINA, D. R.; DUARTE, S. B.; NETTO, T. G.; MORCELI, J.; CARBI, E. D. O.; SOUZA, R. T. F.; NETO, A. C.; RIBEIRO, S. M. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. ***Radiologia Brasileira***, v. 42(2):171-177; 2009.

80 FENG, SHI-TING; LAW, M. W.; HUANG, B.; NG., S.; LI, ZP.; MENG, QUAN-FEI; KHONG, PEN-LAN. Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: a phantom study. ***European Journal of Radiology***. v. 76: 19-23; 2010.

81 CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; LIMA, V. J. M.; KHOURY, H. J. Dois Fantomas construídos a partir de superfícies *mesh* representando uma mulher adulta e um homem adulto. Two adult human voxel phantoms based on polygon mesh surfaces. ***Revista Brasileira de Física Médica***. v. 4(1):93-7; 2010.

82 FERREIRA, C. C.; GALVÃO, L. A.; VIEIRA, J. W.; MAIA, A. F. Validação de um modelo computacional de exposição para dosimetria em tomografia computadorizada. ***Revista Brasileira de Física Médica***. v. 4(1):19-22; 2010.

83 OLIVEIRA, A. C. H.; VIEIRA, FILHO, G. L. A.; LIMA, F. R.. A. Construção de fantomas físicos para avaliação dosimétrica em planejamentos radioterápicos: o fantoma hydra. **Anais do Terceiro Congresso de Proteção contra Radiações dos Países e Comunidades de Língua Portuguesa**. Lisboa, 2012.

- 84 ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement**. Report 44. 1989.
- 85 XIMENES FILHO, R. E. M. **Desenvolvimento de Objeto Simulador Antropomórfico de Cabeça com Dolomita e Metilmetacrilato para Dosimetria em Tomografia Computadorizada**. Tese (Doutorado). Universidade Federal de Sergipe, 2016.
- 86 HINTENLANG, D. E.; MOLONEY, W. E.; WINSLOW, J. Physical phantoms for experimental radiation dosimetry. In: XU, X>G.; ECKERMAN, K. F. (Eds). *Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry*. Taylor & Francis, 2010.
- 87 IST, INSTITUTO SUPERIOR TÉCNICO. Biomecânica dos Tecidos, MEBiom. IST. Disponível em http://www.dem.ist.utl.pt/~jfolgado/BioTecidos_1112/Aula_2012.02.27.pdf>. Acesso em: abril de 2016.
- 88 SILVA, A.M.H. Análise Microestrutural Óssea Trabecular Utilizando Microtomografia Tridimensional. **Anais do Congresso Argentino de Bioengenharia. Argentina, 2015**.
- 89 IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION - IEC 61674. **Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chamberS and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging**. Genève. 1997.
- 90 IST, INSTITUTO SUPERIOR TÉCNICO, **Procedimento de Calibração de Câmaras Lápis - Implementação da Capacidade Metrológica**. Laboratório de Protecção e Segurança Radiológica (LPSR); Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI); 2016.

91 INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL (INMETRO), **Guia para a expressão da incerteza de medição**. Rio de Janeiro, 2013.