

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
PROGRAMA DE PÓS – GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**DOSIMETRIA DE PACIENTES PEDIÁTRICOS EM EXAMES DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE CRÂNIO**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
ESCOLA DE ENGENHARIA DE PERNAMBUCO
PROGRAMA DE PÓS – GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

MAX WELL CAETANO DE ARAÚJO

**DOSIMETRIA DE PACIENTES PEDIÁTRICOS EM EXAMES
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE CRÂNIO**

Recife – PE

2015

MAX WELL CAETANO DE ARAÚJO

**DOSIMETRIA DE PACIENTES PEDIÁTRICOS EM EXAMES
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE CRÂNIO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Federal de Pernambuco, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Marcos Ely Almeida Andrade

Recife

2015

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

A663d Araújo, Max Well Caetano de.
Dosimetria de pacientes pediátricos em exames de tomografia computadorizada de crânio / Max Well Caetano de Araújo. - Recife: O Autor, 2015.
105 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros.

Coorientador: Prof. Dr. Marcos Ely Almeida Andrade.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2015.

Inclui Referências e Apêndices.

1. Engenharia Biomédica. 2. Tomografia computadorizada. 3. Dosimetria. 4. Radiologia pediátrica. I. Barros, Vinícius Saito Monteiro de. (Orientador). II. Andrade, Marcos Ely Almeida. (Coorientador). III. Título.

UFPE

610.28 CDD (22. ed.)

BCTG/2015-272

MAX WELL CAETANO DE ARAÚJO

DOSIMETRIA DE PACIENTES PEDIÁTRICOS EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE CRÂNIO

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros, Doutor pelo Departamento de Energia Nuclear DEN/UFPE Recife, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dra. Helen Jamil Khoury DEN/UFPE

Doutora pela Pontifícia Universidade Católica – São Paulo, Brasil

Prof. Dra. Regina Bitelli Medeiros, DDI/UNIFESP

Doutora pela Universidade Federal de São Paulo – São Paulo, Brasil

Prof. Dr. Vagner Ferreira Cassola, DEN/UFPE

Doutor pelo Departamento de Energia Nuclear (UFPE) – Recife, Brasil

Coordenador do PPGEB: _____

Profa. Dra. Rosa Amália Fireman Dutra

Recife, novembro de 2015.

Aos meus pais, que mesmo em meio a tantas dificuldades sempre me incentivaram e mostraram o caminho certo a ser seguido.

AGRADECIMENTOS

Ao professor Dr. Vinícius Saito, pela orientação, generosidade, confiança, paciência, exemplo e por todas as condições de trabalho fornecidas.

A banca examinadora pelas preciosas observações.

A Professora Dra. Regina Bitelli

A professora Dra. Helen Khoury, pela confiança e pelos preciosos conselhos.

Ao LPR – DEN/UFPE pela concessão da bolsa e acesso as instalações.

A toda a equipe do LMRI e do DEN, em especial aos colegas Daniel Azevedo, Charles Nilton, Aline Xavier e Biatriz Villa-Chan, pelo apoio, incentivo e auxílio na realização desta pesquisa.

A minha esposa Polyana Sereno pelo companheirismo e todo apoio, amor, atenção e cuidados dedicados e mim durante todos os momentos difíceis.

Aos amigos Brígido Barbosa, Marcelo Sales, Rogrigo Niskier, Socorro Ventura, Marcos Vinícius, Priscila Grazielle e Jana Sandes por todo o incentivo e amizade.

Ao Dr. Vagner Cassola, pela amizade, generosidade, conselhos e disponibilidade.

Ao professor Carlos Bezerra de Lima e família, que mesmo afastados pelos desmandos do destino, nunca saíram do meu pensamento.

Aos meus pais, irmãs e demais parentes e amigos.

E por último e mais importante, ao meu amigo professor Dr. Marcos Ely Andrade, que esteve do meu lado durante toda essa jornada, sempre me aconselhando, orientando, puxando a orelha e sendo firme sempre que era necessário. Sem o seu apoio e generosidade nunca teria conseguido, seguirei sempre o seu exemplo.

“Se não puder voar, corra. Se não puder correr, ande. Se não puder andar, rasteje, mas continue em frente de qualquer jeito.”

Martin Luther King

RESUMO

A tomografia computadorizada (TC) é um dos métodos mais importantes de radiodiagnóstico, porém, pode resultar em altas doses absorvidas pelos pacientes quando comparado com exames radiográficos convencionais. O objetivo deste trabalho é avaliar as doses absorvidas pelos pacientes pediátricos nos procedimentos de tomografia computadorizada de crânio realizados em Recife, Brasil, utilizando o software de simulação computacional CALDose_XCT. Os parâmetros de irradiação para os procedimentos de TC de crânio pediátrico de 108 pacientes foram coletados e divididos nas seguintes faixas etárias: < 1; 1 a 5; 5 a 10; e 10 a 15 anos de idade. Os valores de índice volumétrico de kerma ar em TC (C_{VOL}) e produto kerma ar-comprimento para exames completos de TC ($P_{KL,CT}$) foram estimados para cada exame e comparados com os níveis de referência internacional. Foram estimados os valores das doses absorvidas por órgãos relevantes (cristalino, cérebro, mucosa oral e glândulas salivares) utilizando o CALDose_XCT. Outra simulação foi realizada utilizando um fantoma de cabeça com inclinação de 18° para avaliar a redução da dose absorvida quando se utiliza a inclinação do gantry ou da cabeça do paciente. Os parâmetros de irradiação selecionados na maioria dos exames pediátricos avaliados não estão otimizados, já que foram observados valores maiores ou iguais aos parâmetros recomendados para exames em adultos. A maioria dos valores estimados de C_{VOL} foram menores que os níveis de referência internacional para exames pediátricos de TC. Por outro lado, situação inversa ocorreu com os valores de $P_{KL,CT}$, devido ao uso de valores elevados de comprimento de varredura, em alguns casos maiores que a cabeça inteira do paciente. A maioria dos exames avaliados resultou em valores estimados de $P_{KL,CT}$ acima dos limites recomendados. A simulação da inclinação da cabeça dos pacientes pediátricos para exames de crânio resultou em redução da dose absorvida pelos olhos, mucosa oral e glândulas salivares, demonstrando ser um método eficiente para otimização da proteção radiológica nestes procedimentos. Deste modo, ressalta-se a importância de implementação de um programa de garantia de qualidade no serviço, com o objetivo de otimizar os procedimentos e reduzir o detrimento para os pacientes pediátricos submetidos a exames de tomografia computadorizada.

Palavras-chave: tomografia computadorizada; dosimetria; radiologia pediátrica.

ABSTRACT

The computed tomography (CT) is one of the most important methods for radio diagnostics, resulting, however, in high absorbed doses to the patients. The objective of this work is to evaluate the pediatric head CT examinations performed at one hospital in Recife, Brazil, and to estimate the mean absorbed doses to organs using the computational simulation software CALDose_XCT. The irradiation parameters used with 108 pediatric head CT examinations were registered and divided in the following age ranges: <1; 1 to 5; 5 to 10; and 10 to 15 years-old. The volume CT air kerma index (C_{VOL}) and the air kerma-length product for full CT examinations ($P_{KL,CT}$) were estimated to each examination and compared to international diagnostic reference levels. The mean absorbed doses to relevant organs (eye lens, brain, oral mucosa and salivary glands) were simulated using CALDose_XCT. Another simulation was made using a head phantom tilt of 18° , in order to evaluate the dose reduction to some organs using either the gantry or head tilt. The results showed that the irradiation parameters used in the most of the examinations are not optimized, since it was possible to observe tube potential and current-time product values higher than the recommended values to adult examinations. Most of the C_{VOL} values were lower than the international reference levels for pediatric CT examinations. On the other hand, the contrary was observed with the $P_{KL,CT}$, due to the use of large scan ranges, in some cases, bigger than the patient's entire head. The simulation of the patient head tilt resulted in absorbed dose reduction to the eyes, oral mucosa and salivary glands, showing to be an efficient method to optimize the radiological protection of pediatric CT examinations. Thus, it can be highlighted the importance of a quality assurance program in the service, with the objective of optimizing the procedures and reducing the risk to the pediatric patients.

Keywords: computed tomography; dosimetry; pediatric radiology.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	16
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1 Evolução dos aparelhos de TC.....	20
2.1.1 Tomógrafos de primeira geração.....	20
2.1.2 Tomógrafos de segunda geração.....	21
2.1.3 Tomógrafos de terceira geração.....	22
2.1.4 Tomógrafos de quarta geração.....	23
2.1.5 Tomografos helicoidais.....	24
2.1.6 Tomografos multicorte.....	27
2.2 Componentes do sistema de TC.....	28
2.2.1 Gantry.....	29
2.2.2 Tubo de raios X.....	29
2.2.3 Colimadores e Filtros bow-tie.....	30
2.2.4 Detectores.....	32
2.3 Exames de TC em pacientes pediátricos.....	35
2.3.1 Exames de TC de crânio.....	39
2.4 Proteção radiológica.....	44
2.4.1 Otimização em exames de TC.....	46
2.4.1.1 Fatores que afetam a qualidade da imagem e a dose absorvida.....	46
2.5 Dosimetria em tomografia computadorizada.....	52
2.5.1 Grandeza dosimétrica no ar.....	52
2.5.2 Grandezas dosimétricas em fantomas.....	54
2.5.3 Método Monte Carlo para dosimetria e simulação computacional em TC.....	57
A – Fantomas matemáticos.....	58
B – Fantomas tomográficos.....	59
C – Fantoma BREP.....	61
D – Fantomas pediátricos com superfície Mesh.....	63
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	66
3.1 Estimativas dos índices de kerma ar em TC.....	68
3.2 Simulações de dose absorvidas nos órgãos.....	69
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	72

4.1 Caracterização da amostra.....	72
4.2 Parâmetros de irradiação.....	73
4.3 Estimativas dos índices de kerma ar em TC.....	78
4.4 Estimativa das doses absorvidas nos órgãos.....	82
4.4.1 Comparação das doses absorvidas com angulação da cabeça.....	85
5 CONCLUSÃO.....	88
REFERÊNCIAS.....	89
APENDICE A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA.....	96
APÊNDICE B – RELATÓRIO DA AVALIAIAÇÃO DO SISTEMA DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	97

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 Número de tomógrafos por milhão de habitantes nos países membros da OCDE.....	19
Figura 2 Número de tomógrafos por 100 mil habitantes nas cinco regiões brasileiras e no Brasil de 1999 a 2009.....	20
Figura 3 a) Geometria paralela de um tomógrafo de primeira geração; e b) foto de um paciente posicionado no primeiro tomógrafo clínico.....	21
Figura 4 Geometria do Tomógrafo de segunda geração.....	22
Figura 5 Tomógrafo de Terceira geração. Rotação de 360° do tubo de raios X juntamente com os detectores.....	23
Figura 6 Geometria do tomógrafo de quarta geração.	24
Figura 7 Comparação entre os modos de aquisição sequencial (esquerda) e helicoidal (direita).....	25
Figura 8 Contribuição do anel deslizante para TC. A – Rotação convencional usando cabos; B – Rotação continua usando o anel deslizante.....	26
Figura 9 Comparação entre as matrizes de detectores de tomógrafos de corte único (esquerda) e multicut (direita).....	27
Figura 10: Sistema de aquisição Philips Brilliance CT, mostrando o gantry e a mesa do tomógrafo (à esquerda) e o console do operador (à direita).....	28
Figura 11 Interior do gantry do sistema Phillips Brilliance.....	29
Figura 1 Tubo de raios X do sistema Philips Brilliance 64 canais.....	30
Figura 2 Esquema dos colimadores pré-paciente e pré-detector.....	31
Figura 3 Esquema dos modelos de filtros <i>bow-tie</i> utilizados em MSCT.....	32
Figura 15 Ilustração de um detector a gás antes e depois da irradiação.....	33
Figura 16 Desenho esquemático e fotografia de uma unidade de detecção Philips Tomoscan EG. Os canais de detecção são separados por finas lâminas da grade anti-espalhamento.....	33
Figura 17 Matrizes de detectores para tomógrafos de 16 canais. Elementos individuais podem ser usados para adquirir fatias mais finas ou combinados para adquirir fatias mais grossas....	34
Figura 18 Matrizes de detectores para tomógrafos 64 canais. O equipamento da Siemens utiliza 32 detectores um tubo de raios X com foco dinâmico que possibilita duas medidas por detector.....	34
Figura 19 Equipamento Toshiba Aquilion One Vision Edition.....	35
Figura 20 Tomógrafo do espaço “Submarino Carioca” instalado no Hospital Municipal Jesus, Rio de Janeiro, Brasil. À esquerda: Sala de exames; à direita: sala de comando.....	37
Figura 21 Brinquedo <i>PlayScanner</i> que simula um exame de tomografia para ajudar a tranquilizar as crianças antes dos procedimentos.....	38
Figura 22 Brinquedo <i>PlayScanner</i> que simula um exame de tomografia para ajudar a tranquilizar as crianças antes dos procedimentos.....	39
Figura 23 Suturas cranianas e fontanelas.....	40
Figura 24 Linhas de posicionamento do crânio.....	41
Figura 25 Esnanograma (<i>scout</i>) de um exame de crânio de rotina em modo sequencial.....	42
Figura 26 A – Imagem de uma paciente com a cabeça hiperflexionada para uma varredura de cônio; B – Imagem sagital com as linhas de corte em modo helicoidal em um tomógrafo de 64 canais; C – Imagem sagital com as linhas de corte em modo sequencial com inclinação do gantry.....	43

Figura 27 Protetores de bismuto.....	45
Figura 28 Modulação de dose angular D-DOM em A e B. A dose adapta-se as variações de atenuação durante a rotação do gantry.....	49
Figura 29 Modulação longitudinal, a adaptação da dose para as partes do corpo com menor atenuação com o ruído da imagem mais consistente fatia por fatia.....	50
Figura 31 Câmara de ionização lápis para CT.	53
Figura 32 Câmara de ionização tipo lápis em arranjo para a medida do $C_{a,100}$	53
Figura 33 Perfil de Kerma no ar de um corte com colimação NT.....	54
Figura 34 Fantoma posicionado com a câmara de ionização posicionada no orifício central do simulador.....	55
Figura 35 Esquema de fantoma dosimétrico padrão para TC, mostrando os pontos em que é posicionada a câmara de ionização.....	56
Figura 36 Fantasmas matemáticos EVA, ADAM, CHILD e BABY utilizados pelo CT-EXPO.....	59
Figura 37 Fantasmas tomográficos MAX (esquerda) e FAX (direita).....	60
Figura 38 Comparação entre as três gerações de fantasmas: (a) matemático, (b) tomográfico e (c) híbrido (BREP).....	61
Figura 39 Fantasmas MAX_AA e FAX_AA e suas respectivas versões voxelizadas.....	62
Figura 40 Órgãos dos fantasmas MAX_AA e FAX_AA e suas respectivas versões voxelizadas.....	62
Figura 42 Fantoma mesh hermafrodita recém nascido P00: superfície, esqueleto, crânio, órgãos e gânglios linfáticos.....	64
Figura 43 Fantoma mesh hermafrodita um ano de idade P01: superfície, esqueleto, crânio e órgãos.....	65
Figura 44 Fotografia dos parâmetros de irradiação na telado tomógrafo Philips Brilliance 64.....	67
Figura 45 Câmara de ionização tipo lápis (esquerda) e seu posicionamento no centro do gantry do tomógrafo para estimativa de $C_{a,100}$ (direita).....	68
Figura 46 Câmara de ionização lápis inserida no centro do fantoma dosimétrico de PMMA para a estimativa de CW utilizando protocolo de cabeça, posicionado no centro do gantry....	68
Figura 48 Fantoma recém nascido (superior) e com 1 ano de idade (inferior), em posição padrão (esquerda) e com angulação de 18° (direita).....	71
Figura 49 Distribuição dos pacientes por faixa etária para os exames de TC de crânio.....	72
Figura 50 Diagrama de Box & whiskers mostrando a distribuição dos valores selecionados de carga (mAs/slice) para cada faixa etária.....	75
Figura 51 Diagrama de Box & whiskers mostrando a distribuição do pitch para cada faixa etária.....	76
Figura 52 Diagrama de Box & whiskers mostrando a distribuição dos valores de comprimento de varredura para cada faixa etária.....	76
Figura 53 Escanograma de um paciente com 2 meses de idade mostrando a aquisição de imagens tomográficas de toda a cabeça, sem inclinação do gantry ou da cabeça.....	78
Figura 54 Diagrama de Box & whiskers mostrando a distribuição de C_{VOL} para cada faixa etária.....	79
Figura 55 Diagrama de Box e whiskers mostrando a distribuição dos valores de PKL _{CT} para cada faixa etária.....	80
Figura 56 Distribuição das doses absorvidas simuladas no cérebro (esquerda) e olhos (direita).....	85
Figura 57 Inclinação da cabeça em exame de crânio para a diminuição da dose absorvida pelo cristalino.....	87

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Protocolos de aquisição utilizados para exames de crânio pediátrico.....	67
Tabela 2: Parâmetros de irradiação coletados para os exames de TC de crânio.....	73
Tabela 3: Comparação entre comprimentos de varredura selecionados e alturas cranianas para diferentes faixas etárias.....	77
Tabela 4: Comparação entre valores de C_{VOL} fornecidos pelo tomógrafo e os valores de estimados para cada protocolo pré-estabelecido para exames pediátricos.....	78
Tabela 5: Valores médios, mínimos e máximos de C_{VOL} e $P_{KL,CT}$ estimados neste trabalho, comparados com valores de referência internacionais de diferentes publicações.....	81
Tabela 6: Comparação entre os valores médios, mínimos e máximos estimados de C_{VOL} e $P_{KL,CT}$ neste trabalho com publicações recentes.....	82
Tabela 7: Tabela comparativa entre valores medidos e simulados de índices de kerma ar em TC para diferentes valores de tensão no tomógrafo Philips Brilliance 64.....	82
Tabela 8: Valores médios, mínimos e máximos de doses absorvidas médias simuladas em órgãos relevantes para exames tomográficos pediátricos de crânio realizados no tomógrafo Philips.....	84
Tabela 9: Comparação entre as simulações com 0° e 18° de inclinação nos fantasmas <i>newborn</i> e com 1 ano de idade para exames de crânio.....	86

1 – INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada (TC) é um dos métodos mais importantes de radiodiagnóstico com aplicações em diversas especialidades. A TC permite a aquisição de finas secções transversais do corpo (cortes tomográficos), utilizando feixes colimados de raios X, o que possibilita redução na superposição de estruturas anatômicas, alta resolução espacial e capacidade de diferenciar tecidos com densidades próximas (FRIEDLAND; THURBER, 1996). Tais propriedades conferiram ao exame tomográfico lugar de destaque entre as técnicas de radiodiagnóstico. De fato, o uso de exames de TC aumentou durante as duas últimas décadas (MIGLIORETTI et al., 2013). Nos Países desenvolvidos, mais de 10% dos procedimentos de radiodiagnóstico são de TC. Nos EUA, o número total de exames de TC por ano e para todos os grupos de idade é de cerca de 60 milhões, dos quais 7 milhões são pediátricos. A TC se tornou uma ferramenta valiosa cuja a utilização cresce a uma taxa de 10% ao ano (ICRP, 2012).

Entretanto, muitos trabalhos mostram que exames de TC podem resultar em altas doses absorvidas pelos pacientes, de 100 a 500 vezes maiores do que em radiografia convencional, resultam em um acentuado aumento do risco de câncer induzido por radiação (BRENNER et al., 2001; BRODY et al., 2007; MATHEWS et al., 2013; MIGLIORETTI et al., 2015; PEARCE et al., 2012). As estimativas de dose em tomografia computadorizada tem sido uma área de interesse nos últimos anos, especialmente em relação a exames pediátricos, devido aos maiores riscos de indução de câncer e reações teciduais associados a procedimentos realizados na infância (VASSILEVA et al., 2015). Em 2011, foi estimado que 11% dos exames de TC realizados foram procedimentos em crianças (MIGLIORETTI et al., 2015). De acordo com a Agência Internacional de Energia Atômica, crianças submetidas a exames de tomografia computadorizada requerem uma atenção especial, uma vez que os órgãos e tecidos também estão mais próximos à superfície e são atingidos por feixes de radiação menos atenuados, em comparação com adultos (IAEA, 2012).

Em 2014, White et al. estimaram que surgirão 29.000 novos casos de câncer nos Estados Unidos causados diretamente por exames de TC, bem com 14.500 mortes em pacientes que se submeteram ao exame até o primeiro ano de vida. Utilizando uma série de modelos matemáticos, analisaram o risco de câncer induzido pela radiação em 257 exames de tomografia em pacientes com idades inferiores a 6 anos de idade.

São vários os fatores que influenciam aumento da dose absorvida de radiação nos pacientes em exames de TC, destacando-se o número de fases (séries) em exames com aplicação de meio de contraste, tensão e carga no tubo de raios X, tamanho do pacientes, comprimento de varredura, pitch, controle automático de exposição, uso de filtros e processamento das imagens (PARENTE, 2013). A dose absorvida em crianças e adolescentes pode ser reduzida sem afetar a informação diagnóstica, ajustando os parâmetros de acordo com o tamanho, peso e idade do paciente. Outras estratégias também são recomendadas a fim de alcançar os mesmos objetivos, incluindo uma justificação rigorosa e a aceitação de imagens com maior ruído, desde que não haja perda de informações úteis para o diagnóstico (ICRP, 2007).

Portanto, o estudo da dosimetria do paciente é uma ferramenta importante na identificação do potencial para a otimização dos procedimentos e proteção contra a radiação em radiologia diagnóstica. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection – ICRP*) define os níveis de referência em radiologia diagnóstica para serem utilizados na identificação de situações em que os níveis de dose do paciente são normalmente altos (ICRP, 2007). Os índices de dose em TC devem ser comparados com os níveis de referência de um grupo de pacientes do mesmo tamanho. O tamanho é crucial para decidir qual parâmetro é melhor e em que configuração (VASSILEVA et al., 2015).

O método de Monte Carlo (MC) tem se tornado, ao longo dos anos, uma ferramenta fundamental para cálculos de dose absorvida e outras grandezas de interesse, tanto com fontes externas como com fontes internas. As aplicações do método tem se estendido para estimativas de doses absorvidas nos órgãos em procedimentos de diagnóstico e estudos sobre a qualidade das imagens médicas em geral (IAEA, 2014).

O Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear do Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco (GDOIN-DEN/UFPE) é pioneiro no desenvolvimento de ferramentas dosimétricas baseadas em cálculos MC em tempo real via Internet. Recentemente, este grupo desenvolveu o CALDose_XCT que tem por finalidade o cálculo de dose absorvida nos órgãos em exames de tomografia. Este software possui diversas vantagens em comparação a outros programas existentes, como o ImPACT CT Dosimetry (2010) e o CT-Expo (2013). Estas vantagens se devem principalmente ao modelo computacional utilizado. Enquanto o ImPACT e o CT-Expo utilizam fantasmas matemáticos, cujos órgãos são representados por formas geométricas (cubos, elipses etc), os fantasmas utilizados no CALDose_XCT tem os órgãos e tecidos revisados e ajustados com base em

referências anatômicas, voxelizados com superfícies *mesh*, que simulam o corpo humano com maior exatidão e reduzem as incertezas relacionadas às doses absorvidas.

Portanto, o objetivo deste trabalho é avaliar os procedimentos de tomografia computadorizada multicortes de crânio realizados em pacientes pediátricos em um hospital do Recife, Brasil, visando medir os índices de kerma ar em TC e as doses absorvidas nos órgãos dos pacientes variando o posicionamento dos fantomas *mesh* utilizados no software CALDose_XCT.

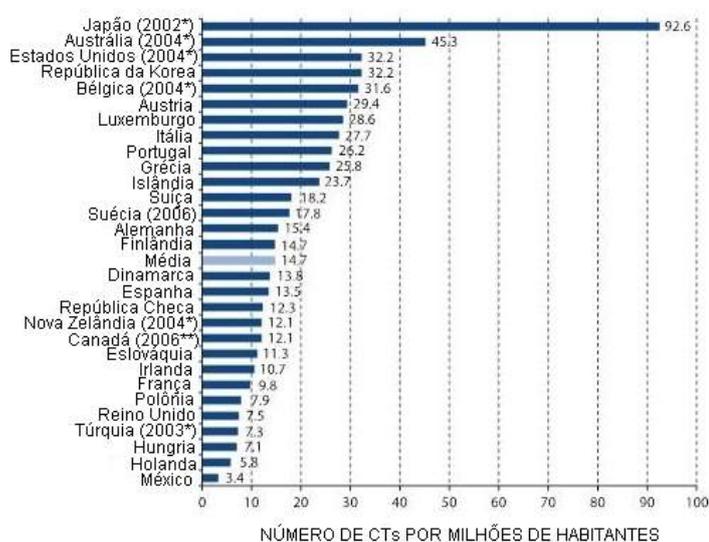
2 – REVISÃO DE LITERATURA

As primeiras imagens clínicas de tomografia computadorizada foram produzidas no *Atkinson Morley Hospital*, em Londres, 1972. O primeiro exame evidenciou um tumor cístico no lobo frontal do paciente, comprovando, de maneira convincente, a eficácia do método. A tomografia computadorizada foi imediatamente aceita pela comunidade médica e, desde então, é considerada a invenção mais importante desde a descoberta dos raios X (KALENDER, 2011).

Seu desenvolvimento posterior confirmou as expectativas iniciais. Em 1974, as indústrias EMI haviam instalado apenas 60 tomógrafos e, em 1980, 10 mil já haviam sido instalados. Em 2010, estima-se que o número de equipamentos em uso ultrapassava os 50 mil com ascendência ininterrupta e, apesar do desenvolvimento tecnológico de outros métodos de diagnóstico, a posição da TC está consolidada. Em 1979, *Sir* Godfrey Hounsfield e Allan M. Cormack foram agraciados com o Prêmio Nobel de medicina, em reconhecimento ao desenvolvimento da tomografia computadorizada axial transversa (KALENDER, 2011).

Em 2007, a Organização para Cooperação e Desenvolvimento Econômico (*Organisation for Economic Co-operation and Development – OECD*) resumiu o número de aparelhos de TC por milhão de habitantes nos países membros (Figura 1). A média do número de tomógrafos nos países estudados na pesquisa era de 14 por milhão de habitantes e o Japão tem o maior número, 92,6 tomógrafos por milhão de habitantes (UNSCEAR, 2008).

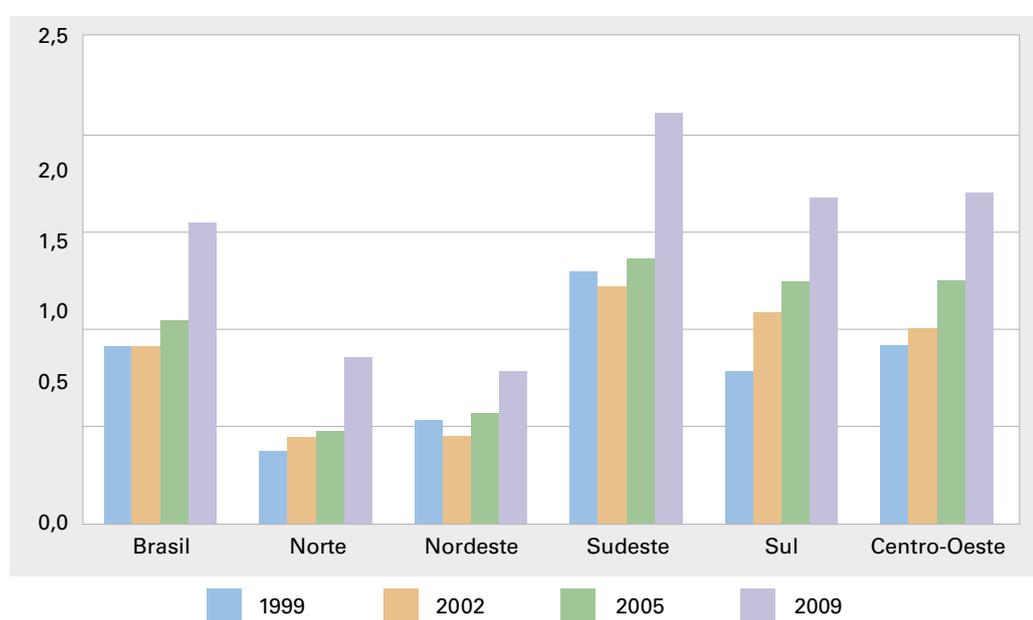
Figura 1: Número de tomógrafos por milhão de habitantes nos países membros da OCDE.



Fonte: Modificado de UNSCEAR (2008).

No Brasil, dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) mostram que o número de tomógrafos cresceu em todas as regiões entre os anos de 2005 e 2009. A Figura 2 mostra o número de tomógrafos por 100 mil habitantes no Brasil e nas cinco regiões brasileiras no período de 1999 a 2009, quando alcançou 16 equipamentos por milhão de habitantes, aproximadamente, 57% superior ao que havia em 2005.

Figura 2: Número de tomógrafos por 100 mil habitantes nas cinco regiões brasileiras e no Brasil de 1999 a 2009.



Fonte: IBGE/AMS, 2009.

2.1 Evolução dos Aparelhos de TC

Desde sua introdução na prática médica na década de 1970, os sistemas de TC passaram por quatro gerações e algumas modificações nos métodos de aquisição de imagens. As diferenças entre essas gerações estão relacionadas, basicamente, ao número e ao arranjo dos detectores, à movimentação destes e do tubo de raios X e ao método de reconstrução de imagens (BONTRAGER, 2010).

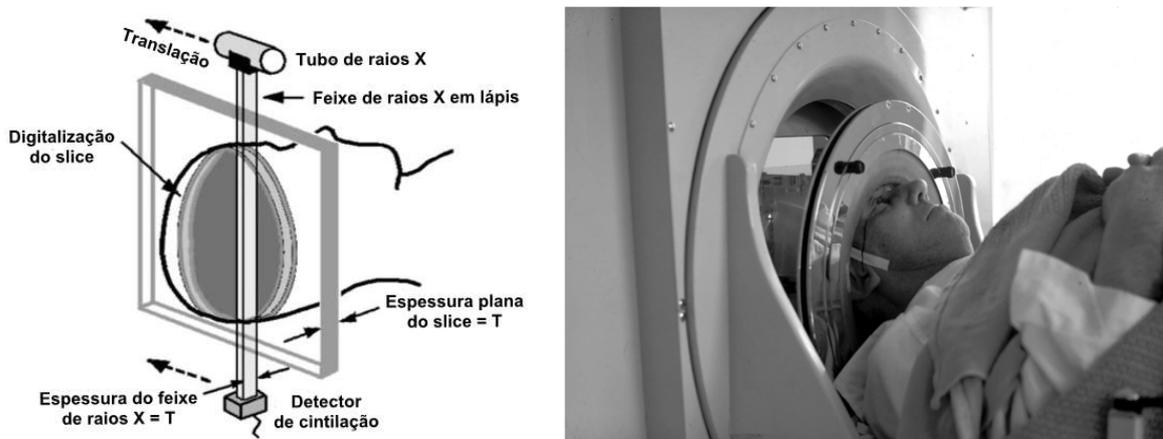
2.1.1 Tomógrafos de Primeira Geração

Os tomógrafos de primeira geração (Figura 3) utilizavam um feixe de raio X pontual (*pencil beam*) e um ou dois detectores cintiladores. O sistema original da EMI necessitava de

180 translações, separadas por uma rotação de um grau. Esses aparelhos só realizavam exames da cabeça e a principal desvantagem era o tempo de aquisição de, aproximadamente, cinco minutos para completar uma única imagem.

Os TCs de primeira geração são considerados apenas protótipos. Eles provaram a viabilidade do casamento funcional entre o conjunto detector-fonte, movimentação mecânica do gantry e a utilização de um computador na produção da imagem (BUSHONG, 2010).

Figura 3: a) Geometria paralela de um tomógrafo de primeira geração; e b) foto de um paciente posicionado no primeiro tomógrafo clínico.



Fontes: a) Modificação de Goldman (2007); b) ImPACT (2010).

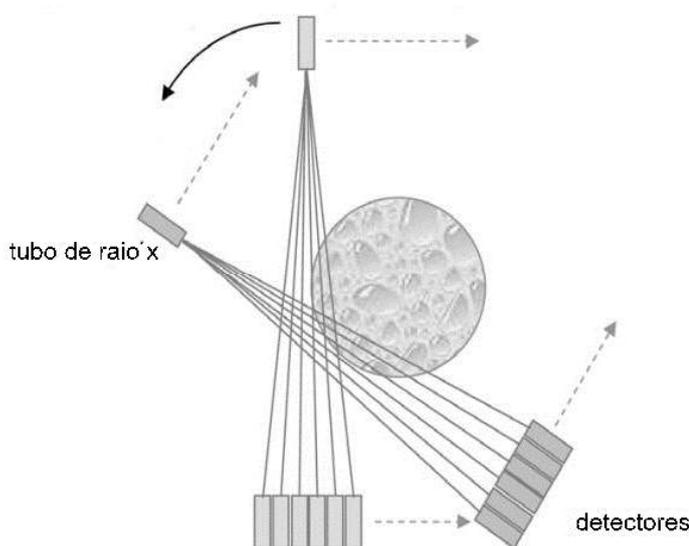
Embora os resultados clínicos dos tomógrafos de primeira geração tenham sido promissores, alguns problemas precisavam ser solucionados. Além do problema já mencionado do tempo de aquisição muito longo, cerca de 5 minutos, restava um problema de qualidade da imagem associado à movimentação do paciente durante a aquisição. Essa necessidade levou ao desenvolvimento dos tomógrafos de segunda geração (HSIEH, 2009).

2.1.2 Tomógrafos de Segunda Geração

Os sistemas de segunda geração (Figura 4) também eram do tipo translação/rotação. Essas unidades incorporaram a extensão natural de um único detector para um conjunto de 5 a 30 detectores, para a interceptação de um feixe de raios X em forma de leque, em vez de um único feixe pontual. A desvantagem do feixe em forma de leque é a maior intensidade de radiação nas bordas do feixe. Isso seria compensado pelo uso de um filtro de compensação tipo “gravata borboleta” (*bow-tie*), cuja função era equalizar a intensidade da radiação que chega ao arranjo de detectores. A principal vantagem desses sistemas é a velocidade, pois,

graças ao arranjo de múltiplos detectores, foi possível reduzir o tempo de realização dos exames (BUSHONG, 2010).

Figura 4: Geometria do Tomógrafo de segunda geração.



Fonte: Modificado de HISIEH (2009)

A principal limitação dos tomógrafos de segunda geração era o tempo total do exame. O tempo gasto para a produção da imagem de cada plano de corte era de 20 a 60 segundos. A demora no processamento da informação era também grande, em virtude dos novos algoritmos de reconstrução, que, diferentemente dos aparelhos de primeira geração, deveriam levar em conta a inclinação do feixe de radiação em relação aos detectores mais externos, em virtude de sua característica divergente. A qualidade da imagem ainda era muito ruim (NOBREGA, 2013). Essas limitações foram superadas pelos tomógrafos de terceira geração

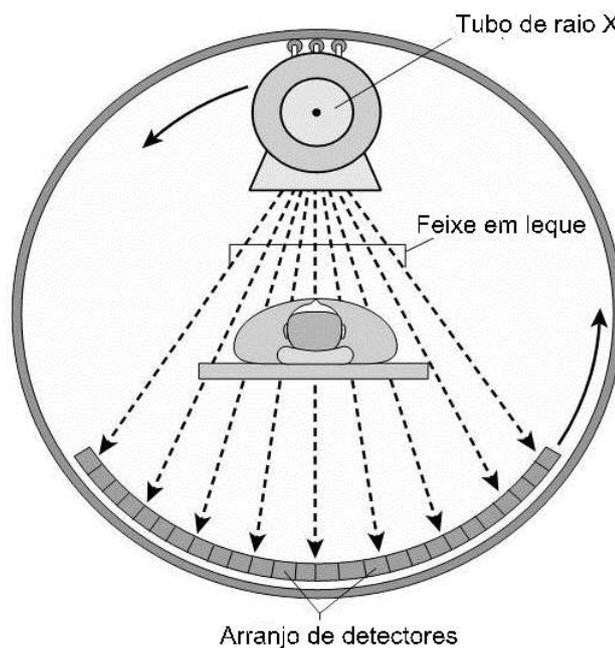
2.1.3 Tomógrafos de Terceira Geração

A arquitetura dos aparelhos de terceira geração (Figura 5) foi disponibilizada no final da década de 1970. O diferencial dessa geração é o conjunto de detectores que formam um arco móvel posicionado após o objeto, mecanicamente conectado ao tubo de raios X. O conjunto formado pelo tubo e pelos detectores descreve um giro de 360° em torno do paciente para a aquisição dos dados para a reconstrução da imagem de um corte anatômico (GOLDMAM, 2007).

Os tomógrafos de terceira geração apresentavam um feixe em leque mais largo e um

aumento considerável no número de detectores (entre 600 e 750, com arranjo curvilíneo) (MECCA, 2005). A vantagem dessa configuração foi a redução do tempo de varredura para menos de 1 segundo (BUSHONG, 2010).

Figura 5: Tomógrafo de Terceira geração. Rotação de 360° do tubo de raios X juntamente com os detectores.



Fonte: Modificado de ROMANS (2011)

Nesse sistema, os sinais eram transmitidos através de cabos que, devido a limitação de seu comprimento, fazia com que o conjunto tubo/detectores girasse nos sentidos horário e anti-horário para adquirir as fatias adjacentes. Mais tarde, os modelos passaram a utilizar a tecnologia dos anéis deslizantes para a transmissão dos dados (HISIEH, 2009).

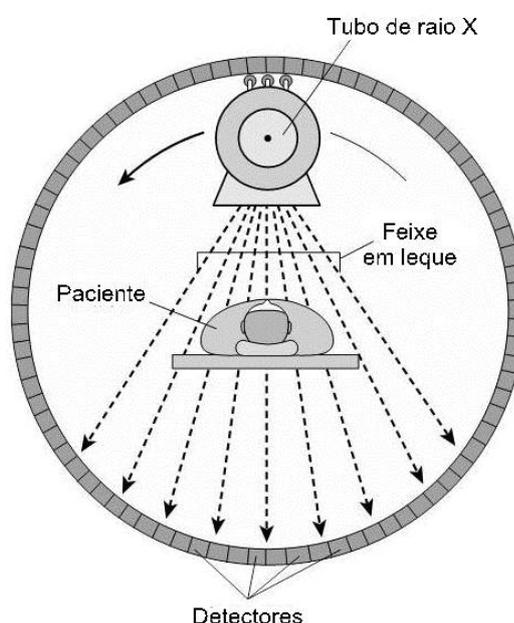
2.1.4 Tomógrafos de Quarta Geração

Esta geração passou a utilizar um anel fixo com 4.800 detectores ou mais, que circundam totalmente o paciente. Somente o tubo de raios X gira em torno do paciente emitindo um feixe delgado em forma de leque. Como os detectores são fixos, há uma melhora significativa em seus ajustes, diminuindo consideravelmente a possibilidade de geração de artefatos em decorrência a desajustes mecânicos entre a fonte emissora de raios X e o conjunto de detectores, o que ocorria com facilidade na geração anterior. O tempo para a

obtenção de um corte é menor do que dos aparelhos de terceira geração (NOBREGA, 2013). A Figura 6 apresenta o esquema do aparelho de quarta geração.

O algoritmo responsável pela reconstrução da imagem gerada por este tomógrafo é oposto ao que é utilizado pelos tomógrafos de terceira geração, pois considera-se que a origem do ápice do feixe está em cada detector (nos outros tomógrafos, o ápice localiza-se no tubo de raios X), o que reduziu o aparecimento de artefatos em anel, muito comuns nos tomógrafos de terceira geração (SEERAM, 2001 apud ANDRADE, 2008).

Figura 6: Geometria do tomógrafo de quarta geração.



Fonte: Modificado de ROMANS (2011).

Devido ao alto custo dos detectores e por não apresentar redução no tempo de varredura ou melhorias significativas na qualidade da imagem, os tomógrafos de quarta geração não tiveram muitas unidades vendidas e não são mais produzidos.

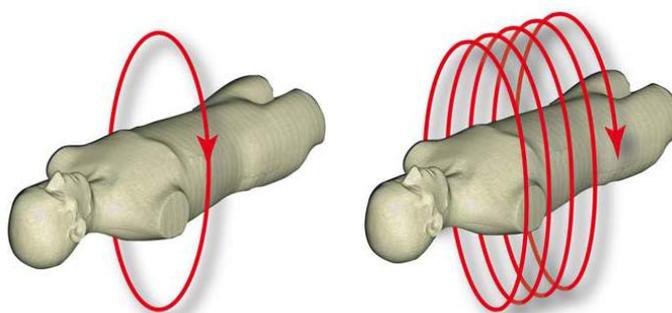
2.1.5 Tomógrafos Helicoidais

Os aparelhos helicoidais de TC surgiram da necessidade de varreduras mais rápidas e melhorias nas reconstruções tridimensional e multiplanar. Nos aparelhos axiais (ou sequenciais), a imagem de cada plano de corte era feita em um processo distinto, ou seja, o processo de varredura total era dividido em etapas de aquisição de dados para cada corte de maneira independente. No modo helicoidal, existe uma varredura do volume que está sendo

examinado e, após a aquisição dos dados é que são produzidos os cortes individuais. À medida que o tubo de raios X gira continuamente, a mesa movimenta-se no sentido longitudinal, gerando planos de corte espirais, conforme esquema apresentado na Figura 7 (NOBREGA, 2013).

Esta técnica reduziu os artefatos de movimentação, possibilitando a geração de imagens precisas de órgãos com movimentos constantes, como o coração, devido ao menor tempo de varredura (KALENDER, 2011).

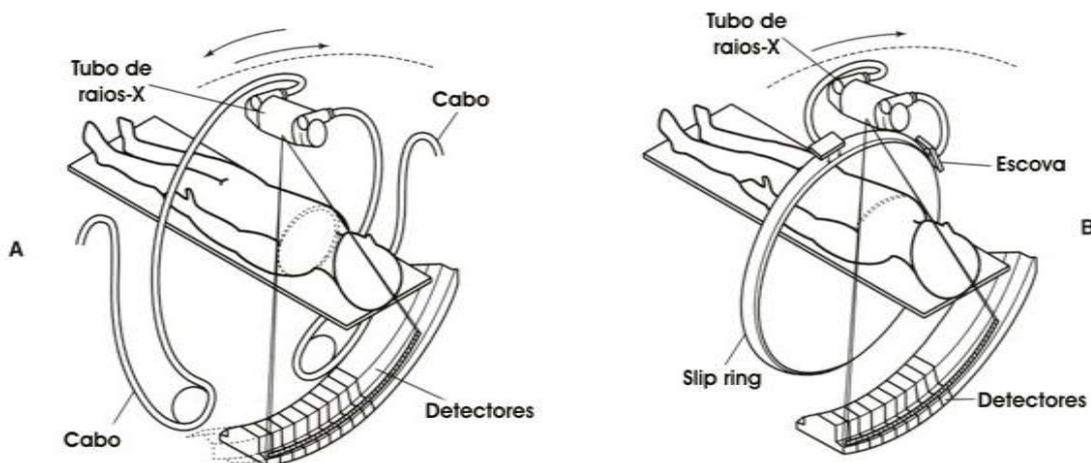
Figura 7: Comparação entre os modos de aquisição sequencial (esquerda) e helicoidal (direita).



Fonte: IAEA, 2014

A TC helicoidal foi possível pela utilização da tecnologia do anel deslizante (*slip-ring*), que permite a rotação contínua do gantry sem interrupções. Nesse sistema, mostrado na Figura 8, os sinais elétricos dos detectores e a alimentação de energia do tubo são transmitidos através de anéis estacionários dentro do gantry, eliminando a necessidade de cabos, que tornavam impossível a rotação contínua. Escovas feitas de materiais condutores (grafite-prata) deslizam em sulcos de contato do anel coletor estacionário. Os anéis geralmente duram toda a vida útil do equipamento, mas as escovas devem ser trocadas anualmente ou durante as manutenções preventivas (BUSHONG, 2010).

Figura 8: Contribuição do anel deslizante para TC. A – Rotação convencional usando cabos; B – Rotação contínua usando o anel deslizante.



Fonte: Modificado de SEERAM, 2001 apud ANDRADE, 2008

A TC helicoidal utiliza algoritmos de interpolação linear de 360° e de 180° para a reconstrução da imagem. O algoritmo de 360° foi usado durante o desenvolvimento inicial do equipamento, mas gerava imagens de qualidade inferior. O algoritmo de 180° é utilizado hoje, por ter melhorado a qualidade da imagem em relação ao anterior. Neste algoritmo, um segundo espiral, oposto ao espiral medido, é calculado, permitindo que pontos mais próximos possam ser usados para a interpolação, aperfeiçoando a imagem produzida (SEERAM, 2001 apud ANDRADE, 2008).

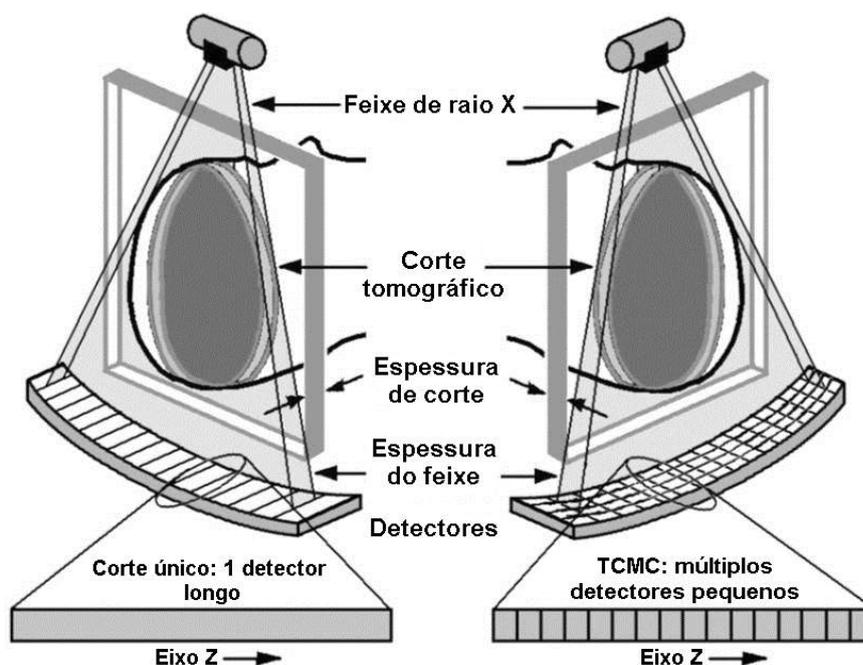
Além da melhora nas projeções sagital e coronal, os algoritmos de interpolação de 180° permitem realizar varreduras utilizando valores de *pitch* maiores que 1,0. O *pitch* é a relação entre o movimento da mesa do paciente e a largura (colimação total) do feixe de raios X (BUSHONG, 2010). O valor do *pitch* é alterado quando se deseja aumentar a velocidade de varredura, diminuindo a quantidade de radiação recebida pelo paciente. Entretanto, como é maior a distância entre os pontos de interpolação, reduz-se a qualidade da imagem (SIEMENS, 2006).

Outro parâmetro existente apenas na TC helicoidal é o incremento de reconstrução (IR), também denominado de intervalo de reconstrução. O IR determina o grau de sobreposição seccional para melhorar a qualidade da imagem ou espaçamento entre os cortes reconstruídos. Reduzindo-se o IR, aumenta a resolução espacial no eixo longitudinal do paciente, o que também aumenta o tamanho dos arquivos de dados e a necessidade de aquisições com espessuras menores e *pitch* menor.

2.1.6 Tomógrafos Multicorte

Os aparelhos de tomografia computadorizada multicorte possuem mais de uma fileira de detectores. Assim, para cada rotação completa do tubo de raios X em torno do paciente, mais de um corte é adquirido simultaneamente. O número de cortes possíveis depende do número de fileiras de detectores disponíveis no aparelho e de sua associação. A partir do surgimento dos equipamentos multicorte, os tomógrafos de corte único passaram a ser denominados de *single-slice CT* (SSCT) e os tomógrafos multicorte, *multi-slice CT* (MSCT) (NOBREGA, 2013). A Figura 9 compara os equipamentos de corte-único e multicorte.

Figura 9: Comparação entre as matrizes de detectores de tomógrafos de corte único (esquerda) e multicorte (direita).



Fonte: Modificado de GOLDMAN (2008).

Devido à presença de várias fileiras de detectores, a geometria do feixe de raios X passou a ter a forma de um leque mais largo. Essa geometria gera a necessidade de novos processos de interpolação, pois os fótons que contribuem para a formação da imagem incidem de forma oblíqua nos detectores. Utiliza-se, portanto, reconstruções especiais de feixe em leque, derivadas de reconstrução para TC helicoidal de corte único. Essa reconstrução é normalmente baseada em três passos: varredura espiral-helicoidal por amostragem

entrelaçada; interpolação por filtragem Z; e reconstrução de feixe em leque (SEERAM, 2001 apud ANDRADE, 2008).

Outra característica notável dos tomógrafos multicortes, está relacionada à velocidade com que o conjunto tubo-detectores gira no interior do gantry. Observa-se, em alguns equipamentos, revoluções com tempo menor do que 0,5 segundo. Essa redução permitiu novos protocolos de estudos em tomografia computadorizada e possibilitou ainda a realização de exames com sincronização cardíaca (*gating*) (NOBREGA, 2005).

Um conceito introduzido por alguns fabricantes de tomógrafos multicorte foi a carga do tubo (mAs) efetiva ou carga do tubo por corte (*mAs/slice*), definido como o produto corrente-tempo de rotação médio, por unidade de comprimento, ao longo do eixo longitudinal. A carga do tubo efetiva é calculado dividindo-se o produto corrente-tempo pelo pitch. Este fator é importante porque o aumento do pitch eleva o ruído, que pode ser reduzido com o aumento da corrente, mantendo constante o mAs efetivo, o que acarreta o aumento da dose absorvida no paciente (MAHESH et al., 2001).

2.2 Componentes do Sistema de TC

Em geral, os sistemas de tomografia computadorizada são constituídos de quatro componentes principais (Figura 10): gantry, computador, console do operador e mesa do paciente. Cada componente tem diversos subsistemas importantes para a formação de imagens complexas (BONTRAGER, 2010).

Figura 10: Sistema de aquisição Philips Brilliance CT, mostrando o gantry e a mesa do tomógrafo (à esquerda) e o console do operador (à direita).



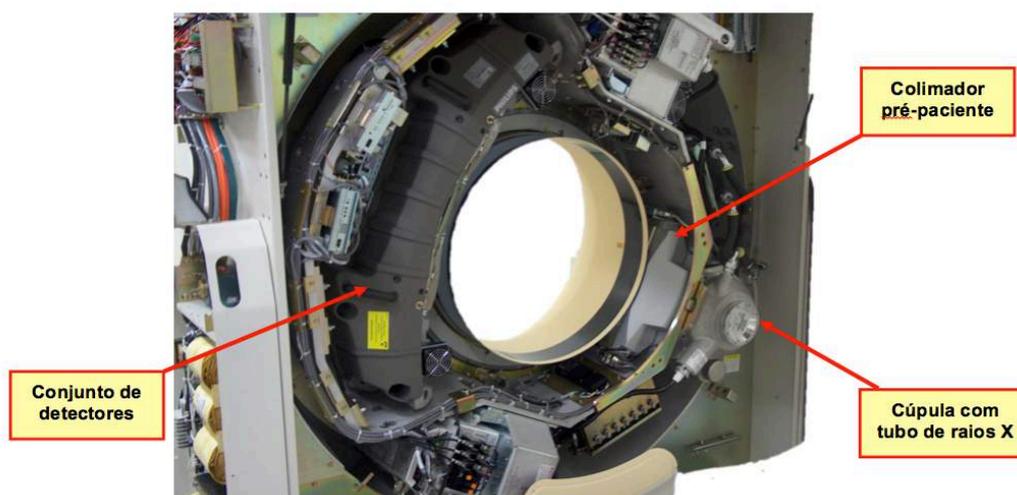
Fonte: PHILIPS (2010).

2.2.1 Gantry

O gantry contém o tubo de raios X, os elementos dos detectores e do sistema central de eletrônica (Figura 11). Os painéis do gantry (frontal e posterior) são utilizados para ativação do marcador de laser, inclinação do gantry e controle dos movimentos da mesa do paciente (PHILIPS, 2010).

Dependendo das especificações técnicas da unidade, o gantry geralmente pode ser inclinado em até 30° em cada direção, como é requerido nas TCs de crânio e coluna vertebral. O orifício central do gantry é denominado abertura. A mesa do tomógrafo, onde o paciente é posicionado, está conectada eletronicamente ao gantry possibilitando o controle do seu movimento durante a varredura (BONTRAGER, 2010).

Figura 11: Interior do gantry do sistema Phillips Brilhance.



Fonte: PHILIPS (2010).

2.2.2 Tubo de Raios X

A estrutura e o funcionamento do tubo de raios X são similares àqueles utilizados em radiologia geral. Porém, são necessárias modificações para garantir que o tubo seja capaz de suportar a produção adicional de calor, resultante do aumento nos tempos de exposição (BONTRAGUER, 2010).

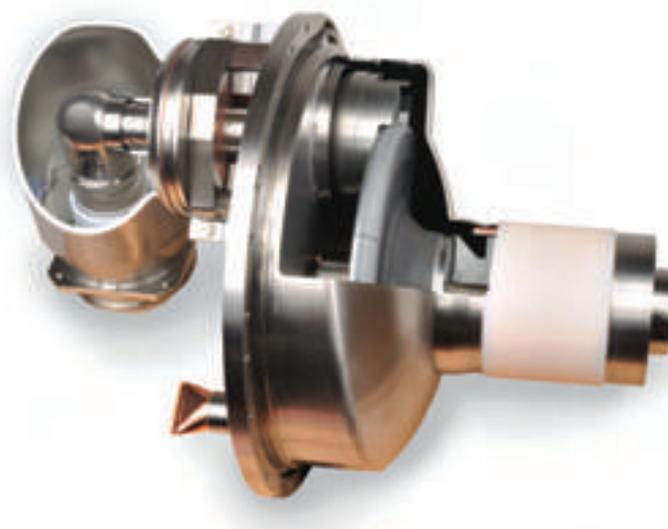
Por possuírem uma considerável demanda térmica e podendo ser energizados por até 60 segundos continuamente, os tubos convencionais de vidro (borossilicato), que garantiam um bom isolamento térmico e elétrico, deram lugar a tubos com revestimento metálico e

isolantes de cerâmica entre o cátodo e o ânodo (Figura 12). Com isso, ânodos maiores foram construídos melhorando a relação de troca de calor.

Os tubos de raios X de equipamentos MSCT são grandes e possuem ânodos com capacidade de armazenamento de calor da ordem de 8 MHU (milhões de unidades de calor) ou mais e, possuem taxas de resfriamento do ânodo de, aproximadamente, 1 MHU por minuto. Para se ter uma ideia, tubos utilizados em radiografias convencionais possuem capacidade de armazenamento de calor na ordem de 350 kHU levando 15 minutos para esfriar completamente (BUSHONG, 2010).

Aguns tomógrafos, como o Brilliance, fabricados pela Philips, há dois tubos disponíveis: um tubo de 5 MHU e um de 8 MHU. Ambos tem um ânodo rotatório com um ponto de focal variável (PHILIPS, 2010).

Figura 12: Tubo de raios X do sistema Philips Brilliance 64 canais.



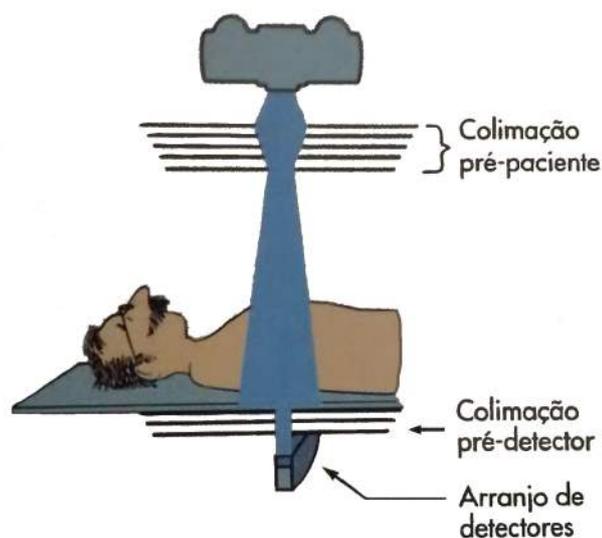
Fonte: PHILIPS (2010).

2.2.3 Colimadores e Filtros *bow-tie*

A colimação é necessária durante os exames de MSCT pelas mesmas razões da radiografia convencional, isto é, reduz a dose para o paciente restringindo o volume de tecido irradiado e melhora o contraste da imagem limitando a radiação espalhada. Em MSCT, geralmente são utilizados dois colimadores: o colimador pré-paciente e o colimador pré-detector, ambos exemplificados na Figura 13.

O colimador pré-paciente é montado no cabeçote do tubo de raios X ou adjacente a ele. Em geral, consiste em várias secções, de forma a obter um feixe de radiação praticamente paralelo e determina o perfil de dose. O colimador pré-detector reduz a radiação espalhada incidente no arranjo de detectores melhorando o contraste da imagem e, quando adequadamente acoplado com o detector pré-paciente, define a espessura de corte (KALENDER, 2011).

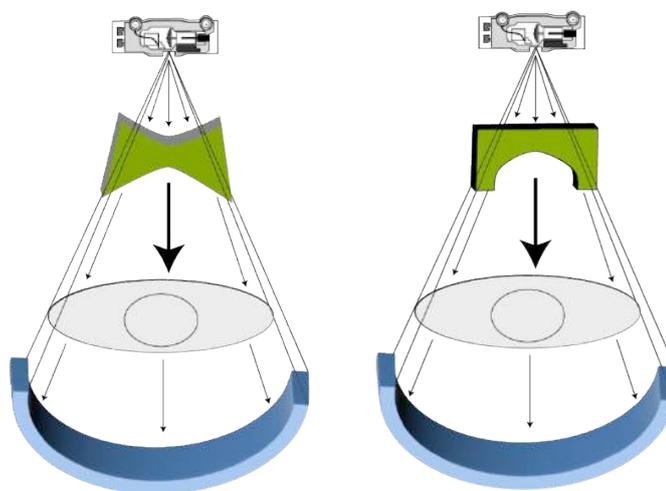
Figura 13: Esquema dos colimadores pré-paciente e pré-detector.



Fonte: BUSHONG (2010).

Os fabricantes utilizam um filtro no formato geométrico semelhante a uma gravata borboleta (*bow-tie filter*) posicionado entre o tubo de raios X e o paciente (Figura 14). A geometria desse filtro consiste em ser mais espesso nas extremidades que na região central, compensando o formato elíptico do corpo humano. Com isso, as regiões centrais do corpo, que são mais espessas, recebem uma quantidade maior de radiação que as regiões da periferia. Além disso, os filtros *bow-tie* mantêm o feixe de raios X mais uniforme para o sistema de detecção minimizando a dose em sua superfície e dispersão da radiação (KALENDER, 2011).

Figura 14: Esquema dos modelos de filtros *bow-tie* utilizados em MSCT.



Fonte: IEC (2006).

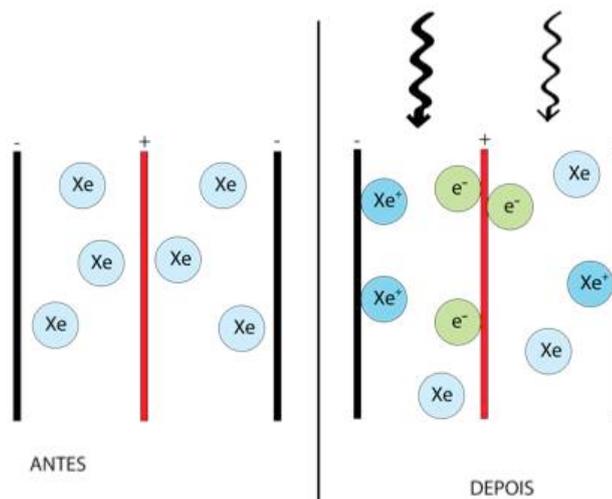
2.2.4 Detectores

Em tomografia computadorizada, há dois tipos básicos de detectores de radiação: gasosos e cintiladores. Os detectores gasosos foram utilizados nos tomógrafos de terceira geração e, atualmente, não são mais utilizados. Os detectores a gás convertem diretamente os raios X em sinais elétricos através do princípio da câmara de ionização. As câmaras eram separadas por placas de tungstênio, que funcionavam como placas coletoras de íons gerados no processo de interação da radiação com os átomos de xenônio presentes no meio (KODEL, 2006).

Devido à baixa densidade do gás xenônio, alguns fótons de raios X passavam pelos detectores sem interagir com ele e, portanto, não eram contados. Assim, os detectores a gás apresentavam uma eficiência de aproximadamente 70% (IAEA, 2014). A Figura 15 mostra a configuração básica de um detector a gás antes e depois da irradiação.

No caso dos detectores cintiladores, os fótons de raios X, ao interagirem com o material cintilador, são convertidos em fótons de luz por meio de interações fotoelétricas. A luz emitida por esses materiais cintiladores é coletada por fotodiodos produzindo sinais elétricos. Em TC esses materiais são normalmente tungstato de cádmio (CdWO_4) ou materiais cerâmicos com gadolínio e/ou ítrio (KODEL, 2006).

Figura 15: Ilustração de um detector a gás antes e depois da irradiação.

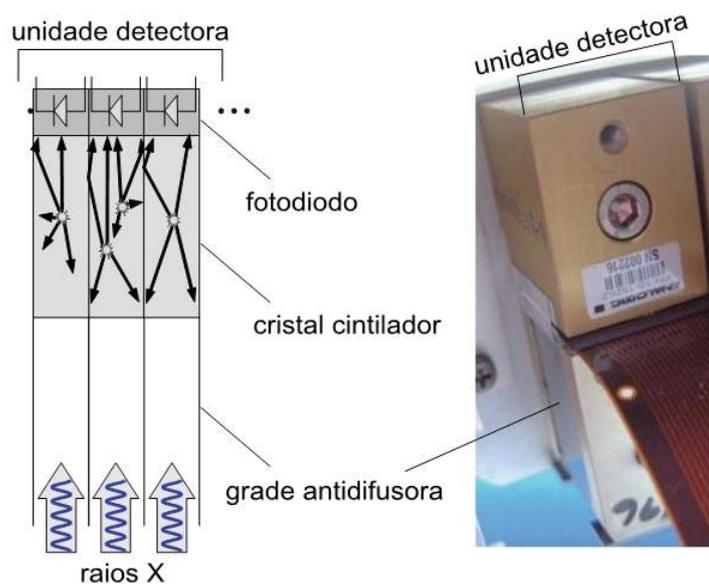


Fonte: IEC (2006).

Atualmente, são utilizados apenas detectores cintiladores de estado sólido uma vez que sua eficiência de detecção é de aproximadamente 90% (IAEA, 2014). A Figura 16 mostra os componentes de uma unidade de detecção de um Philips Tomoscan EG, onde pode ser observado, além dos detectores e fotodiodos, a presença de grade anti-espalhamento, que impedem que os fótons de menor energia interajam com os detectores.

Figura 16: Desenho esquemático e fotografia de uma unidade de detecção Philips Tomoscan EG.

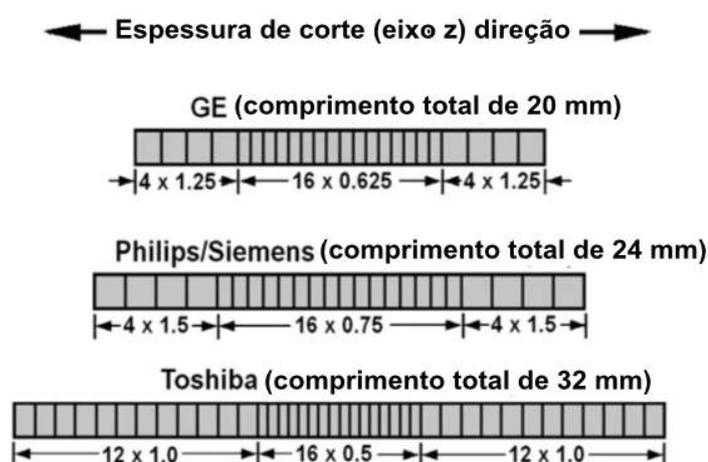
Os canais de detecção são separados por finas lâminas da grade anti-espalhamento.



Fonte: Modificado de BUZUNG (2008).

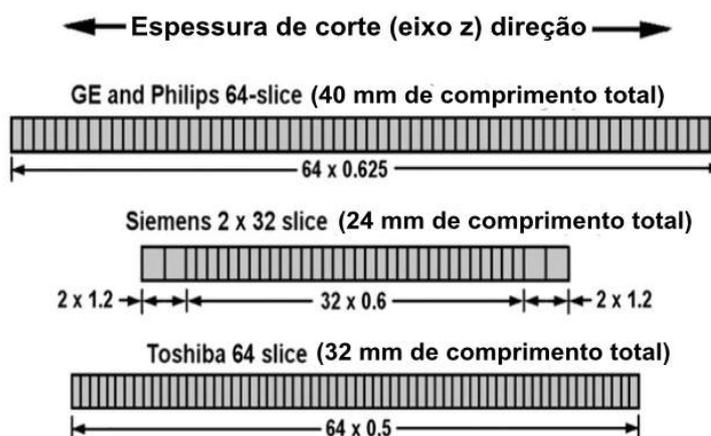
Em 2002, os tomógrafos multicortes já possuíam 16 canais e as matrizes de detectores redesenhadas para permitir cortes mais finos como ilustrado na Figura 17. Em 2005, tomógrafos com 64 foram introduzidos pela maioria dos fabricantes. A abordagem utilizada por eles foi a de alongar as matrizes ao longo do eixo Z, i.e. ao longo da mesa (Figura 18), dando aos detectores o comprimento de $64 \times 0,625$ (total de 40 mm no eixo Z) para modelos Philips e GE Healthcare e, $64 \times 0,5$ mm (comprimento total de 32 mm no eixo Z) para o modelo da Toshiba (GOLDMAN, 2008).

Figura 17: Matrizes de detectores para tomógrafos de 16 canais. Elementos individuais podem ser usados para adquirir fatias mais finas ou combinados para adquirir fatias mais grossas.



Fonte: Modificado de GOLDMAN (2008).

Figura 18: Matrizes de detectores para tomógrafos 64 canais. O equipamento da Siemens utiliza 32 detectores um tubo de raios X com foco dinâmico que possibilita duas medidas por detector.



Fonte: Modificado de GOLDMAN (2008).

Em 2012, em reunião anual da Sociedade Radiológica da América do Norte (RSNA), a Toshiba apresentou seu novo equipamento de tomografia computadorizada com 640 canais. O Aquilion One Vision Edition (Figura 19) é equipado com 320 linhas de detectores que usa recursos de interpolação de imagens para gerar 640 cortes por rotação de tubo com 500 microns (0,5 mm) de espessura de corte. Além disso, o equipamento traz consigo com a terceira geração do software de reconstrução interativa da Toshiba (AIDR 3-D) que permite a redução da dose de radiação em até 80% quando comparado com seus antecessores (TOSHIBA, 2014).

Figura 19: Equipamento Toshiba Aquilion One Vision Edition



Fonte: TOSHIBA (2014).

2.3 Exames de TC em Pacientes Pediátricos

O exame de tomografia computadorizada é indicado quando os métodos convencionais não se mostram eficazes na elucidação do diagnóstico, ou ainda, na pesquisa de patologias específicas pré-definidas. Os principais exames realizados em TC são rotina para crânio, tórax, abdômen e pelve.

Apesar de, na maioria das vezes, os benefícios de exames de TC realizados apropriadamente prevalecerem sobre os riscos para uma criança em particular (justificação), nem sempre o procedimento está otimizado. Neste caso, expõe-se o paciente a um risco maior

que o necessário. Minimizar a exposição radiológica da TC pediátrica, sempre que possível, é desejável.

Para reduzir a dose absorvida em pacientes pediátricos, o *National Cancer Institute* (2012) recomenda as seguintes medidas:

- a. **Considerar o tamanho da criança:** com base em parâmetros individuais de massa e altura;
- b. **Região examinada:** A região do corpo a ser examinada deve ser limitada à menor área necessária;
- c. **Sistemas orgânicos examinados:** Ajustes com menores valores de corrente do tubo de raios X devem ser considerados para exames esqueléticos e pulmonares;
- d. **Resolução:** As imagens de mais alta qualidade (que requerem mais intensidade de radiação) nem sempre são necessárias para o diagnóstico;
- e. **Tensão do tubo e *pitch*:** por meio da redução da tensão e aumento do *pitch*, a dose pode ser reduzida;
- f. **Exames multifásicos:** Esses exames raramente são necessários e resultam em um considerável aumento da dose.

Além disso, muitas crianças que se submetem aos exames de TC necessitam de sedação para reduzir a ansiedade e evitar o borramento causado pela movimentação dos pacientes durante a aquisição das imagens. Muitos procedimentos que não são realizados sob sedação adequada precisam ser repetidos, resultando um aumento da dose absorvida pelo paciente, atraso no diagnóstico, menor número de pacientes atendidos por jornada de trabalho (DEMIR et al., 2012).

O uso da anestesia fora de um centro cirúrgico implica em riscos adicionais ao paciente, tais como: risco de reações alérgicas; inadequada disposição física do ambiente; vias de acesso limitado ao paciente; possível exposição à radiação de enfermeiros e médicos anestesistas; técnico mal capacitados para o uso de anestesia; e maior dificuldade no transporte do paciente (ALMEIDA; COUTINHO, 2007).

A *Joint Commission on Accreditation of Healthcare Organizations* (JCHO), nos Estados Unidos, estabelecem que profissionais que pretendem induzir sedação moderada sejam preparados para resolver problemas relacionados ao comprometimento de vias aéreas, oxigenação ou ventilação. Profissionais que pretendem induzir sedação profunda devem ser devidamente treinados no tratamento de instabilidade cardiovascular, bem como do comprometimento da ventilação.

A sedação no departamento de radiologia precisa ser supervisionada por médicos anestesiologistas, radiologistas ou pediatras e, administrada por enfermeiros com credenciais em suporte básico e avançado à vida. Antes do procedimento, os pacientes precisam ser avaliados pela equipe de enfermagem com supervisão de um médico para garantir que a criança não possua qualquer uma das seguintes condições: refluxo gastroesofágico descontrolado, o que representa risco de aspiração; vômitos; histórico de apneia; problemas respiratórios (pneumonia, asma, bronquite e infecções respiratórias); estado cardíaco instável (arritmia moderada ou grave, anatomia cardíaca anormal ou disfunção cardíaca); anomalia craniofacial; ou doença de Moyamoya (MASON et al., 2011).

A agência norte-americana *Food and Drug Administration* (FDA) estabelece alguns riscos pertinentes à prática da sedação:

- a. Todos os sedativos e narcóticos podem causar complicações, mesmo nas “doses recomendadas”;
- b. Crianças de 1 a 5 anos de idade apresentam maior risco;
- c. Obstrução e depressão respiratória são causas mais comuns de reações adversas.

Algumas medidas podem ser tomadas com o objetivo de tornar os exames de TC menos traumáticos para as crianças e evitar a sedação. A prefeitura da cidade do Rio de Janeiro, por exemplo, inaugurou, no Hospital Municipal Jesus em Vila Isabel, um tomógrafo computadorizado decorado como um submarino amarelo, mostrado na Figura 20. O aparelho foi instalado em um espaço denominado “Submarino Carioca”, composto por salas que simulam o oceano através de cores, luzes e sons do fundo do mar que ajudam a dar ludicidade ao ambiente e tornar o exame menos assustador e um tanto divertido para as crianças.

Figura 20: Tomógrafo do espaço “Submarino Carioca” instalado no Hospital Municipal Jesus, Rio de Janeiro, Brasil. À esquerda: Sala de exames; à direita: sala de comando.



Fonte: MANHÃES, 2012.

A imobilização pode ser adotada com o mesmo objetivo. Existem vários tipos de imobilizadores no mercado e, de acordo com o Guia Europeu de Boas Práticas em radiodiagnóstico pediátrico, EUR 16261 (CEC, 1996), eles devem ser de fácil utilização e não devem causar traumas ao paciente. A Figura 21 mostra um exemplo de imobilizador pediátrico para exames de TC. Esse imobilizador, denominado *CT Hugger*. Ele possui design com adaptações físicas básicas para a utilização em TC, sua base arredondada é composta de acrílico com alumínio de 1,5 mm de espessura, que reduz a produção de artefatos. Além disso, possui um conjunto completo de cintas de contenção. O *CT Hugger* é ideal para crianças menores de 3 anos de idade. Alguns fabricantes disponibilizam acessórios imobilizadores para exames pediátricos, na Figura 21 à direita, mostra um modelo de imobilizador para exames pediátricos fornecido pela Philips como acessório opcional tomógrafo.

Figura 21: Imobilizadores para exames pediátricos de tomografia computadorizada: *CT Hugger* (à esquerda); e imobilizados fornecido pela Philips (à direita).



Fontes: a) <http://www.coneinstruments.com>; b) PHILIPS (2010).

Tornar o tomógrafo compreensível para uma criança faz com que se torne menos assustador. Transformá-lo em um “brinquedo” tem feito toda a diferença no resultado final do exame, pois, permite que as crianças compreendam todo o procedimento pelo qual irão ser submetidas. A Figura 22 mostra um *PlayScanner*, acompanhado de bichos de pelúcia para que as crianças possam simular as varreduras. As imagens em desenho animado do cérebro, coração, estômago e pulmões são mostrados em um monitor.

Essas técnicas de distração, associadas com uma boa comunicação, levam as crianças a vivenciarem de maneira lúdica o exame de TC ajudando muito na obtenção da confiança e da colaboração. As crianças recebem informações prévias sobre o procedimento o qual serão

submetidas tornando-o mais fácil de ser executado. Toda a força extra e sedação que seria aplicada no exame são evitados na maioria dos casos.

Figura 22: Brinquedo *PlayScanner* que simula um exame de tomografia para ajudar a tranquilizar as crianças antes dos procedimentos.



Fonte: LISZEWSKI (2015).

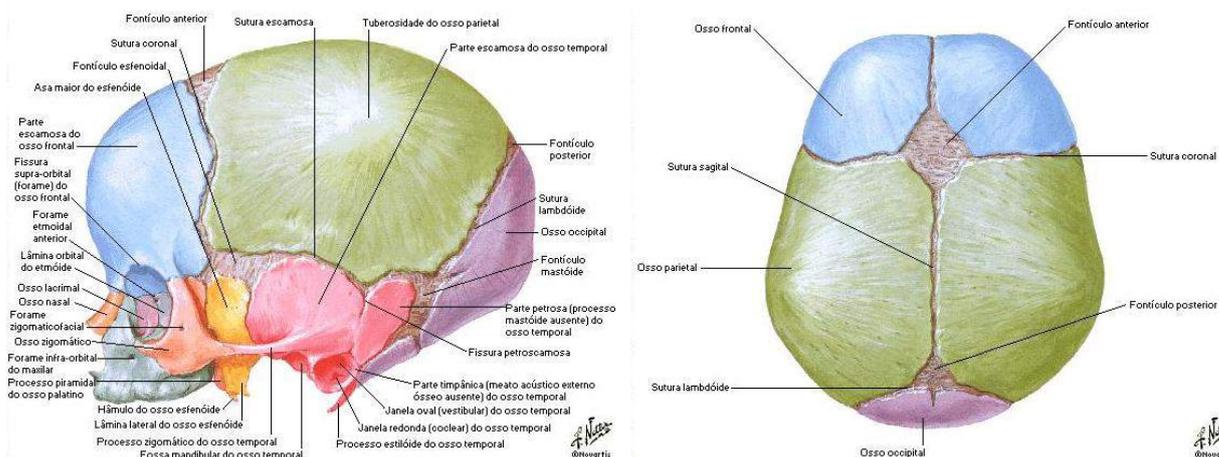
2.3.1 Exames de TC de crânio

Um dos principais procedimentos tomográficos realizados em crianças é o exame de crânio. Nos bebês, quando comparados com os adultos, a calvária ou calota craniana é maior em proporção ao resto do corpo, mas os ossos da face são menores, como pode ser observado na Figura 23. A ossificação dos ossos cranianos individuais está incompleta no nascimento, e as suturas consistem em espaços cobertos por membranas que se preenchem logo após o nascimento. Contudo, certas regiões denominadas fontanelas, a ossificação é mais lenta. As suturas cranianas geralmente não se fecham por completo antes dos 12 ou 13 anos de idade e algumas podem não se fechar totalmente até a idade adulta (BONTRAGER, 2010).

As suturas intermaxilar e intermandibular não são as únicas diferenças presentes na maxila e na mandíbula. Estes ossos são rudimentares no neonato e sofrem diversas modificações. A mandíbula apresenta ramo curto e ângulo grande no neonato e, com o passar dos anos, o ramo é prolongado verticalmente, levando a crescimento para baixo e para frente,

reduzindo o ângulo. A maxila do recém nascido apresenta dimensões transversais e sagitais maiores que as verticais, o que se inverte até a idade adulta (WILLIAMS et al., 1995).

Figura 23: Suturas cranianas e fontanelas.



Fonte: Modificado de NETTER (1999)

As órbitas do recém nascido são grandes, já a cavidade nasal é pequena e curta, e posiciona-se quase completamente entre as órbitas. Os seios paranasais, cavidades aeradas em alguns ossos da face, desenvolvem-se entre o primeiro e segundo ano de vida. Os primeiros a serem visualizados com relativa facilidade são as células etmoidais, seguidas pelo seio esfenoide. No geral, o seio frontal e o seio maxilar estão visíveis a partir do sétimo ano de vida (MOORE; DALLEY, 2007).

Os seios paranasais se desenvolvem durante a infância, chegando à puberdade em seu volume quase total. Os seios frontal e maxilar tendem a expandir suas cavidades para dentro dos ossos correspondentes na idade adulta, e o seio maxilar pode continuar sua expansão mesmo no envelhecimento do adulto (NETTER, 2004; SOBBOTA, 2006).

Os exames de tomografia computadorizada de crânio são classificados em: cérebro (encéfalo); face e seios da face; mastoide; articulações têmporo-mandibulares; sela túrcica; e varredura volumétrica (tridimensional).

Para pacientes pediátricos, o exame é indicado principalmente para lesões traumáticas, anomalias congênitas do crânio, incluindo suturas e/ou fontanelas, crises convulsivas, patologias cerebrais, tumores e outras patologias do crânio (BONTRAGER, 2010).

O exame inicia-se com o posicionamento do paciente com base em pontos ou linhas de referência anatômicas (*anatomical landmarks*). Os pontos de referência superficiais e

linhas de localização, mostrados na Figura 24, devem ser utilizados para obter um posicionamento preciso do crânio. Essas linhas de posicionamento são formadas pela conexão de alguns pontos de referência faciais como o ponto médio do meato acústico externo (MAE). O MAE é a abertura do canal da orelha externa. O ponto central dessa abertura é denominado ponto auricular (BONTRAGER, 2010).

Figura 24: Linhas de posicionamento do crânio.



Fonte: BONTRAGER (2010).

As principais linhas utilizadas são: linha glabelomeatal (LGM) ou supraorbitomeatal (LSOM); linha orbitomeatal (LOM); linha infraorbitomeatal (LIOM), também conhecida como linha da base de Reid ou linha da base antropológica; linha acantomeatal (LAM); linha mentomeatal (LMM); linha labiomeatal (LLM); e linha glabeloalveolar (LGA).

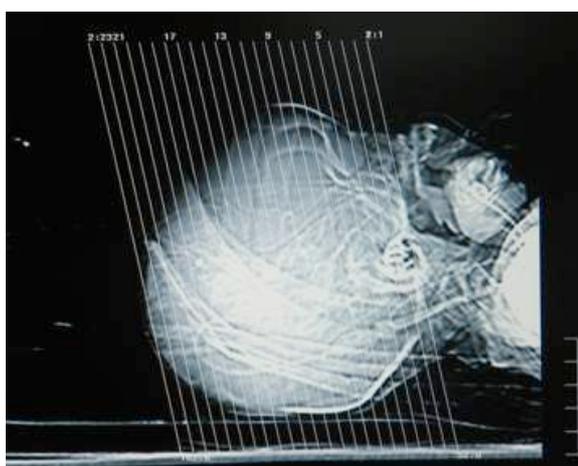
Os princípios básicos do posicionamento do crânio na radiografia convencional também se aplicam à tomografia. Contudo, na TC do crânio, o posicionamento específico varia com as preferências do radiologista e com os protocolos do departamento.

O paciente deve ser colocado em decúbito dorsal sobre a mesa de exame e imobilizado, posicionado de modo que não haja rotação nem inclinação da cabeça, para que qualquer assimetria bilateral relacionada com a patologia possa ser avaliada com precisão.

Antes de iniciar o procedimento, é preciso obter um escanograma (ou *scout*), a fim de determinar o comprimento de varredura. Para as varreduras de crânio de rotina, o procedimento inclui a área que se estende da base do crânio até o seu vértice, com cortes de 5 a 10 mm de espessura. A angulação do gantry e do feixe também podem ser determinados a partir do escanograma. A Figura 25 mostra um exemplo de escanograma de um exame de

crânio de rotina. Em geral, para TC de crânio, o feixe é posicionado paralelo à linha que se estende do násio até o meato acústico externo (MEA) que corresponde a LIOM (BONTRAGER, 2010).

Figura 25: Esnanograma (*scout*) de um exame de crânio de rotina em modo sequencial.



Para os exames de crânio, os tomógrafos multicortes proporcionam imagens de alta qualidade e com menos artefatos. No entanto, as órbitas ficam totalmente incluídas no campo de varredura quando se utiliza a linha orbitomeatal (LOM) ou a linha infraorbitomeatal (LIOM) como linha de base para exames de encéfalo (SUZUKI et al, 2010).

O cristalino é o órgão de maior preocupação durante as TCs de crânio, pois é a estrutura de maior vulnerabilidade aos danos induzidos pela radiação, que pode acarretar a formação de catarata (ESR, 2014).

De acordo com a ICRP 103 (2007), o limiar de dose absorvida de radiação necessária para causar lesões no cristalino é muito mais baixo do que o especificado pelas diretrizes anteriores de proteção contra a radiação. Além disso, o cristalino de uma criança é mais sensível aos efeitos da radiação do que o de um adulto (LAI et al., 2000). No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) estabeleceu o limite de dose equivalente no cristalino em 20 mSv para os indivíduos ocupacionalmente expostos e 15 mSv para indivíduos do público (CNEN, 2014).

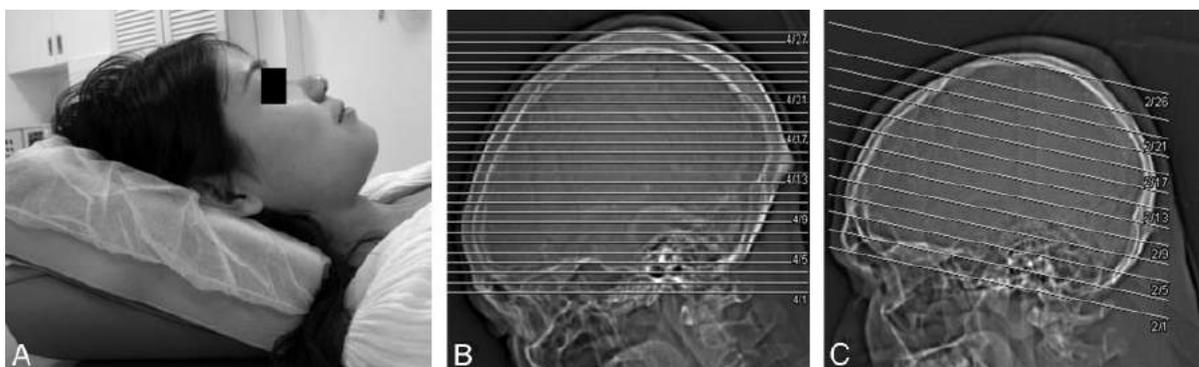
Yeomam et al. (1992) relataram uma dose absorvida média no cristalino de 43,44 mGy quando a LOM foi utilizada como linha de base e, 5,58 mGy quando a LSOM foi utilizada como linha de base. Isso corresponde a uma redução de 87% na dose absorvida para o cristalino sem aumentar significativamente os artefatos na região da fossa posterior.

Exames de crânio ainda são amplamente realizados no modo sequencial, pois além de reduzir artefatos causados pela movimentação helicoidal e melhorar a qualidade da imagem, acredita-se que há uma redução na dose absorvida. No entanto, estudos recentes defendem o modo helicoidal. De acordo com Hernaltsteen et al. (2007), a utilização do modo helicoidal pode alcançar uma redução de 40% na dose no cristalino.

Além disso, o modo helicoidal oferece algumas vantagens quando comparado com o modo sequencial. O tempo de aquisição é menor e há mais e melhores opções de pós-processamento das imagens (ABEDEEN et al., 2010).

Por outro lado, a inclinação do gantry não é possível quando o modo helicoidal é selecionado. Nesse caso, o posicionamento correto do paciente pode ser alcançado hiperflexionando a cabeça do paciente. Esse método é eficaz e não compromete a qualidade da imagem (TAN et al., 2009). A Figura 26 mostra uma comparação entre os modos sequencial e helicoidal em exames de crânio para proteção do cristalino.

Figura 26: A – Imagem de uma paciente com a cabeça hiperflexionada para uma varredura de crânio; B – Imagem sagital com as linhas de corte em modo helicoidal em um tomógrafo de 64 canais; C – Imagem sagital com as linhas de corte em modo sequencial com inclinação do gantry.



Fonte: TAN et al. (2009).

Em 2014, a *European Society of Radiology* (ESR) também sugeriu a mudança para o posicionamento do crânio em exames de TC. De acordo com o trabalho, a redução de dose absorvido pelo cristalino pode chegar a 80%. A Figura 27 mostra a mudança da linha de base para a redução da dose absorvida no cristalino. Nesse exemplo o paciente é orientado a inclinar a cabeça, movimentando os cristalinos para fora do feixe primário de radiação.

Um protocolo para tomografia computadorizada de crânio com a linha de base orientada para excluir os cristalinos da radiação direta pode ser estabelecido, uma vez que a angulação adequada da cabeça do paciente ou do gantry reduz significativamente a dose absorvida no cristalino, sem prejudicar a qualidade da imagem (LAI et al., 2000).

2.4 Proteção radiológica em TC

Com o aumento no número de exames de TC no mundo, aumentou também a preocupação com o risco de indução de câncer por raios X. Os primeiros estudos que avaliaram os riscos de indução de câncer em pacientes submetidos a exames de TC durante a infância descobriram uma relação dose-resposta muito clara para leucemias e tumores cerebrais. Para doses absorvidas entre 50 e 60 mGy em exames de crânio, os pesquisadores relataram um aumento de três vezes no risco de tumores cerebrais e, para a mesma dose na medula óssea, resultou em um aumento de três vezes no risco de leucemia (NCI, 2012).

Em relação aos exames realizados sem justificção, Fischetti (2011) publicou um estudo mostrando a preocupação como aumento das exposições em exames de TC. O estudo indicou que cerca de um terço dos exames de TC são prescritos desnecessariamente e a exposição média para uma varredura é de 7,1 mSv. De acordo com o *National Council on Radiation Protection and Measurements* “há um consenso crescente entre os fabricantes de tomógrafos para reduzir a dose efetiva para menos de 1mSv por varredura.”

Dadas as evidências sobre a utilização da TC nos últimos anos, muitos esforços estão sendo feitos para elevar a conscientização e promover a segurança nos exames pediátricos. A indicação de outras modalidades de imagem que não requerem o uso de radiação ionizante e uma análise mais criteriosa das indicações tem contribuído para uma redução significativa dos exames de TC em crianças (ICRP, 2012).

Em exames de TC de crânio, especificamente, a ICRP 121 (2011) cita alguns casos em que o procedimento pode ser evitado. Crianças menores de 2 anos que após trauma de crânio apresentarem, de acordo com os pais, estado mental normal sem perda de consciência ou perda de consciência por menos de 5 segundos, sem fratura de crânio palpável, sem hematoma no couro cabeludo e ausência de vômito não teriam necessidade de se submeter ao procedimento.

Além disso, outras abordagens com o intuito de induzir uma maior confiança por parte dos pacientes e acompanhantes pode ser válida. Estas incluem a garantia de que a instalação do equipamento é certificada por um órgão competente que supervisiona as doses de radiação

para os pacientes, que há um sistema em vigor de monitoramento regular das doses de radiação para os pacientes que compare com os níveis de referência nacionais ou internacionais e, um programa que informe os pais sobre os riscos e benefícios associados ao procedimento (ICRP, 2012).

O uso apropriado de protetores de bismuto, quando utilizados de maneira apropriada, podem auxiliar na redução das doses absorvidas em órgãos radiosensíveis (KIM et al, 2010). Estes EPI's, constituídos de látex impregnado de bismuto ou polímeros de tungstênio e antimônio, são colocados sobre a região de interesse (mama, cristalino ou tireoide) com a finalidade de atenuar o feixe de raios X. O bismuto é de fácil utilização e estudos confirmam a redução das doses absorvidas porém existem várias desvantagens associadas à sua utilização, que podem resultar em aumento da dose absorvida pelo paciente e/ou redução da qualidade da imagem (NEEMAN et al., 2006; MCCOLLOUGH et al, 2011). A Figura 27 mostra dois tipos de protetores de bismuto (cristalino e mamas) utilizados em TC pediátrica.

A principal desvantagem desse método de proteção está relacionada ao controle automático de exposição. Ao posicionar o protetor sobre a estrutura que será examinada antes do escanograma, o equipamento irá elevar a corrente do tubo (mA), proporcionando um aumento na dose absorvida pelo paciente (COURSEY et al., 2008). Além disso, os protetores causam endurecimento do feixe de raios X, o que afeta a exatidão dos números TC de estruturas adjacentes. A *Society of Cardiac CT* não recomenda o uso dos protetores de bismuto em TC cardíaca (HALLIBURTON et al., 2011).

Figura 27: Protetores de bismuto.



Fonte: <http://www.ctshields.com/pediatric-shields/>.

Por outro lado, estudos mostram que os EPI's podem ser utilizados para proteger órgãos que estejam fora do feixe primário de radiação, resultando em até 92% de redução de dose absorvida, sem prejudicar a qualidade da imagem (NEEMAN et al., 2006).

2.4.1 Otimização em exames de TC

O princípio da otimização estabelece que as instalações e as práticas devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições sejam tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos, além de restrição de doses aplicáveis (BRASIL, 1998).

Muitos aspectos em um exame de TC podem afetar tanto a dose absorvida quanto a qualidade da imagem. Algumas medidas de otimização são relativamente simples e podem ser realizadas facilmente (NCI, 2008). E dependendo do preparo do paciente para o procedimento, a otimização pode ser facilitada. Medidas podem ser tomadas para reduzir a ansiedade e restringir o movimento do paciente (estes procedimentos foram mostrados no item, 2.3, pág. 38), incluindo o uso de sedação, anestesia, imobilização, posicionamentos auxiliares etc. (ICRP, 2012).

Estes passos podem reduzir ou eliminar o movimento do paciente durante a varredura, pois o borramento causados por movimentos voluntários influenciam negativamente na qualidade da imagem. Maior velocidade da mesa e tempo de exposição mais curtos também podem minimizar a presença de artefatos de movimento.

Para reduzir a dose absorvida, é necessário que o ruído da imagem seja aceitável e não haja perda de informações úteis para o diagnóstico. Alguns fabricantes já oferecem tabelas com valores apropriado de níveis de ruído e sugerem parâmetros para os exames sem que haja a necessidade de repetir o procedimento (ICRP, 2013).

2.4.1.1 Fatores que afetam a qualidade da imagem e a dose absorvida

Antes de 2001, a maioria dos exames pediátricos de TC eram realizados com os mesmos protocolos e técnicas utilizados para os pacientes adultos. Em 2001 vários artigos receberam considerável atenção da mídia ao apontar que essa abordagem resultava em doses absorvidas para crianças. Desde então, muitos trabalhos sobre otimização e redução da dose de radiação em exames de TC pediátrica foram publicados (BRENNER et al., 2001;

DONNELLY et al., 2001; PETERSON et al., 2001). Novas abordagens vem sendo desenvolvidas para seleção adequada dos parâmetros para a realização de exames com baixas doses de radiação, mantendo uma qualidade de imagem clinicamente aceitável (AAPM, 2008). A seguir serão abordados os principais parâmetros de seleção que interferem na dose recebida pelo paciente.

A) Pitch

Para tomógrafos helicoidais de corte-único, as varreduras feitas com valores de pitch maiores que 1,5 resultarão em uma redução da dose absorvida pelo paciente, quando comparados com valores inferiores. No entanto, para alguns tomógrafos multicortes, devido às configurações de mAs efetivo (mAs/slice), a dose absorvida não será afetada pelo ajuste no pitch, uma vez que qualquer modificação neste parâmetro será compensada com o ajuste da carga do tubo. Nos tomógrafos fabricados por Elscint, Philips e Siemens, o pitch é modificado por outras razões (velocidade de varredura e redução de artefatos). Os tomógrafos multicortes da GE e Toshiba possuem suas definições de carga do tubo (mAs) semelhantes aos tomógrafos de corte único, onde o aumento nas configurações do pitch reduzirá a dose absorvida pelo paciente, mas, em compensação, haverá um aumento do ruído na imagem (NAGEL et al, 2010).

Portanto, uma atenção especial precisa ser dada às configurações do pitch. Quando o pitch selecionado for menor que 1,0, resultará em sobreposição do feixe de raios X, com o objetivo de reduzir o ruído para aquisições com cortes finos (inferiores a 1,0 mm), mas isso acarreta em um aumento da dose absorvida pelo paciente. Para compensar este problema, a carga do tubo pode ser reduzida manualmente para cada exame (NAGEL et al, 2010).

B) Tensão do tubo de raios X (kVp)

A tensão do tubo necessária para produzir imagens com contraste adequado do corpo de um paciente pediátrico é menor que a necessária para o corpo de um adulto: de 80 a 100 kVp para os pacientes pediátricos, enquanto que para pacientes adultos, recomenda-se em torno de 120 kVp (GNANNT et al., 2012). Estudos comprovam que a redução da dose pode chegar a 33% se o valor da tensão for diminuído de 120 kVp para 100 kVp e de até 65% se a tensão for reduzida de 120 kVp para 80 kVp (PAUL et al., 2011).

Por outro lado, reduzir a tensão (sem alteração no produto corrente-tempo) também diminui a quantidade de fótons de raios X emitidos, o que aumenta o ruído da imagem. No

entanto, quando o contraste é maior, imagens com mais ruído são consideradas aceitáveis, resultando em redução da dose absorvida pelos pacientes (ICRP, 2013).

C) Controle Automático de exposição

Alguns sistemas, como o *DoseRight Automatic Current Selection* (seleção automática de corrente) dos tomógrafos da Philips, gerenciam a corrente do tubo de raios X para cada paciente, de acordo com o exame programado. Já o *DoseRight Dose Modulation* (modulação de dose) controla a corrente do tubo para aumentar ou diminuir o rendimento conforme necessário para manter o ruído da imagem constante, enquanto gerencia a dose. O resultado final é a redução da dose absorvida, com qualidade da imagem necessária, diferente para cada protocolo (PHILIPS, 2005).

O sistema *DoseRight* é composto de três partes independentes:

1. Seleção Automática de Corrente
2. Modulação Angular (D-DOM)
3. Modulação Longitudinal (Z-DOM)

Estes três elementos serão descritos a seguir.

C.1) Seleção Automática de Corrente

A seleção Automática de Corrente determina automaticamente a carga do tubo para cada paciente a fim de atingir um nível constante de ruído na imagem. Há portanto dois modos de operação a serem selecionados:

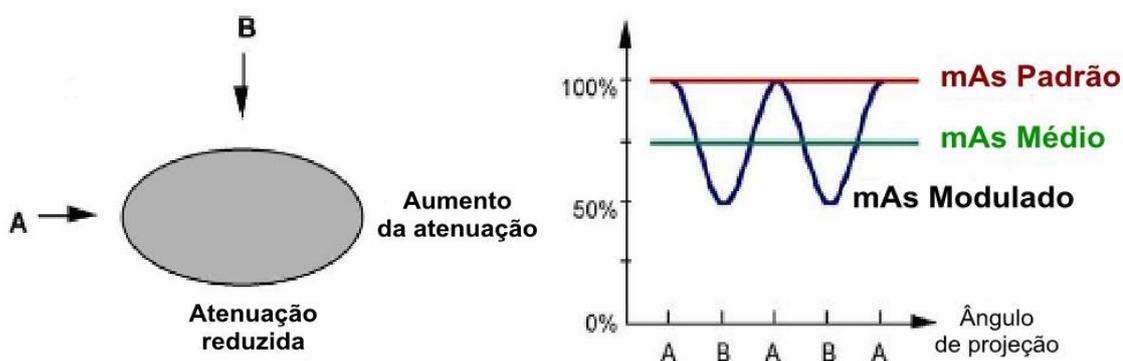
- Auto - que calcula automaticamente a média de tamanho dos pacientes. O sistema mede o tamanho corporal de dos os pacientes digitalizados e usa isso como um tamanho padrão do protocolo específico. O valor de carga do tubo (mAs) exibido no protocolo corresponde à configuração recomendada. É possível alterar a configuração do valor de mAs manualmente, basta digitar um novo valor no campo correspondente do software do console.
- Manual – Nesse modo, o sistema não utilizará automaticamente os exames para calcular a média. Em vez disso, opta-se por utilizar o exame atual como referência para a configuração do valor de mAs do protocolo.

C.2) Modulação Angular

A Modulação Angular (D-DOM) modula a corrente do tubo durante cada rotação com base na modificação na simetria do corpo do paciente através do hardware e algoritmos de especialmente desenvolvidos para essa finalidade. A função D – DOM é utilizada para se alcançar a máxima economia da dose em áreas de maior simetria, sem comprometer a qualidade da imagem.

Ao manter a carga do tubo constante, objetos assimétricos em rotação produzem sinais menores quando a espessura do paciente é maior (paciente, tubo e detector no plano horizontal) que contribuem para o aumento do ruído. Já as leituras de sinais mais altos (paciente, tubo e detector plano vertical) contribuem menos para o ruído total da imagem. A D-DOM busca reduzir a corrente do tubo (mA) na direção de rotação do sinal mais alto, isto é, quando Quando o paciente, tubo de raios X e detectores estão no plano vertical: na Figura 28 corresponde à posição B do feixe durante a rotação do gantry, em comparação à posição A. Isso resulta em maior economia de dose (PHILIPS, 2010).

Figura 28: Modulação de dose angular D-DOM em A e B. A dose adapta-se as variações de atenuação durante a rotação do gantry.



Fonte: Modificado de PHILIPS (2008).

O cálculo da modulação em D-DOM é feito on-line durante o exame e utiliza os dados de rotações anteriores para calcular próxima modulação. Para as partes do corpo simétricas, como a cabeça, não se obtém uma diminuição significativa da dose, já para partes menos simétricas, como o tronco, a economia de dose é maior.

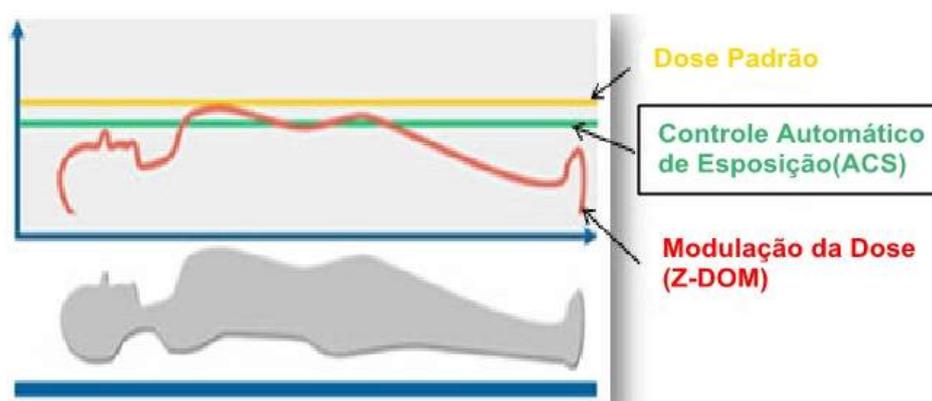
A D-DOM é utilizado apenas quando o mAs escolhido no protocolo for pelo menos 10 % menor que a carga máxima do tubo. Não se utiliza o recurso para exames de cabeça, exames axiais de corte único e exames de pelve (PHILIPS, 2008).

C.3) Modulação Longitudinal

O mesmo valor de mAs é utilizado durante o exame juntamente com a direção longitudinal (eixo Z) com base na imagem do escanograma. A diminuição de dose pode ser feita através do ajuste do valor de carga do tubo juntamente com a direção longitudinal para se obter a mesma qualidade de imagem para vários cortes. Este modo de operação é denominado Modulação Longitudinal (Z-DOM).

Os dados da sobreposição de imagens serão processados e, conseqüentemente, o perfil de mAs, juntamente com o eixo Z, será calculado para que se mantenha o mesmo ruído em todos os cortes ao longo do eixo Z. O valor de mAs do protocolo selecionado pelo usuário corresponderá ao mAs máximo utilizado na região do corpo com a maior atenuação (PHILIPS, 2008).

Figura 29: Modulação longitudinal, a adaptação da dose para as partes do corpo com menor atenuação com o ruído da imagem mais consistente fatia por fatia.



Fonte: Modificado de PHILIPS (2008).

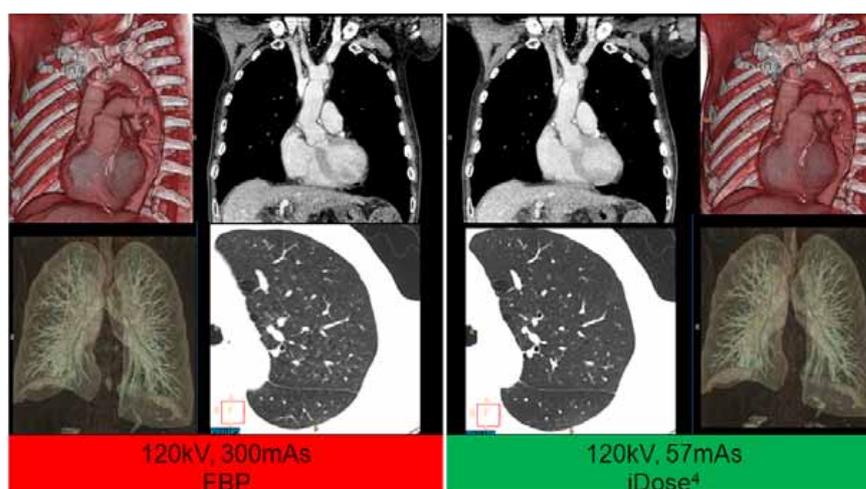
A Z-DOM e o ACS podem ser utilizados simultaneamente. Quando isso é feito, o sistema sugere um valor de mAs baseado no tamanho do paciente. É possível usar esse valor, ou alterá-lo, sem desabilitar o recurso Z-DOM. Com ralação ao modo D-DOM, esse não pode ser utilizado simultaneamente com o modo Z-DOM.

Para lactentes e crianças pequenas o modo Z-DOM trabalha bem sem o ACS. O protocolo pediátrico padrão pode precisar ser ligeiramente aumentado para acomodar o Z-DOM. Também é possível usar o protocolo padrão sem modulação. Para crianças mais velhas e maiores o modo Z-DOM pode ser utilizado sem ACS nos procedimentos para o tórax e pescoço, em exames que incluem a parte superior do abdome, da pelve, ombro e pescoço o modo D-DOM pode ser melhor opção ou, usar o protocolo padrão sem modulação.

C.4) Reconstrução Interativa (Philips iDOSE⁴)

O iDOSE⁴ é uma técnica de reconstrução interativa que permite personalizar a qualidade da imagem em baixas doses de acordo com as necessidades dos pacientes, oferecendo uma abordagem única para a gestão de importantes fatores de risco para os pacientes. O software permite a redução significativa da dose equivalente preservando a qualidade de diagnóstico da imagem quando comparado com uma varredura com dose completa (Filtered Back projection – FBP). As avaliações clínicas demonstram a capacidade de redução da dose de até 80%. A Figura 30 mostra um exemplo com 80% de redução da dose mantendo a qualidade diagnóstica da imagem.

Figura 30: Comparação entre o uma varredura com dose cheia (FED) e uma varredura com 80% de redução da dose (iDOSE⁴).



Fonte: PHILIPS, 2011.

2.5 Dosimetria em tomografia computadorizada

Em tomografia computadorizada, as grandezas dosimétricas diferem das utilizadas em radiografia convencional, devido a características específicas dos tomógrafos. Essas grandezas, definidas para medidas no ar e em fantomas de PMMA (polimetilmetacrilato) são as seguintes:

- Medidas no ar: índice de kerma no ar em tomografia computadorizada ($C_{a,100}$).
- Medidas em fantomas:
 - Índice de kerma ar em fantomas dosimétricos de TC ($C_{PMMA, 100}$);
 - Índice ponderado de kerma ar em fantomas dosimétricos de TC (C_W);
 - Índice volumétrico de kerma ar em TC (C_{vol});
 - Produto kerma ar por comprimento para exames completos de TC ($P_{KL, CT}$).

Estas grandezas são definidas a seguir.

2.5.1 Grandeza Dosimétrica no Ar

O índice de kerma ar em TC ($C_{a,100}$) corresponde ao quociente da integral do kerma ar ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do tomógrafo (eixo Z), com 100 mm de comprimento e colimação total de feixe NT, conforme a Equação 1 (IAEA, 2007).

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

Para tomógrafos de corte único, N é igual a 1. Para tomógrafos multicortes, N é o número de fileiras de detectores ativos durante a varredura, ou seja o número de cortes efetuados em cada rotação. A unidade do $C_{a,100}$ é o J/kg, cujo o nome especial é o gray (Gy) (IAEA, 2007). Essas medidas são efetuadas com uma câmara de ionização tipo lápis, específica para TC, mostrada na Figura 31.

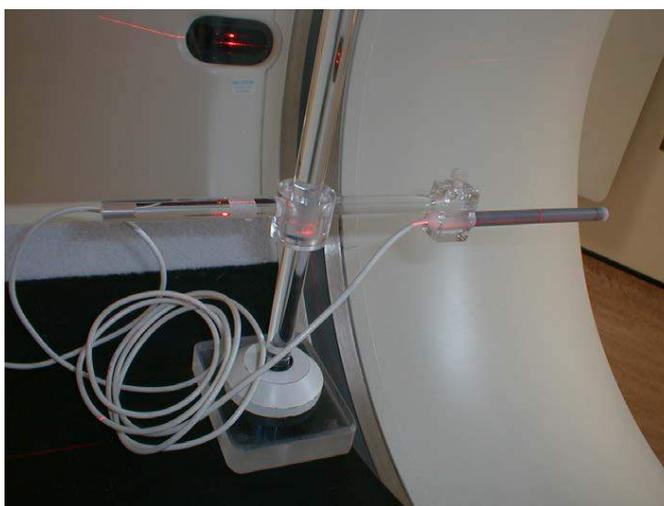
Figura 31: Câmara de ionização lápis para CT.



Fonte: IAEA (2007)

Para a realização da medida de $C_{a,100}$, a câmara de ionização deve ser apoiada em um suporte especialmente projetado para que ele se estenda para além da borda da mesa. Essa disposição é mostrada na Figura 32 (IAEA, 2007).

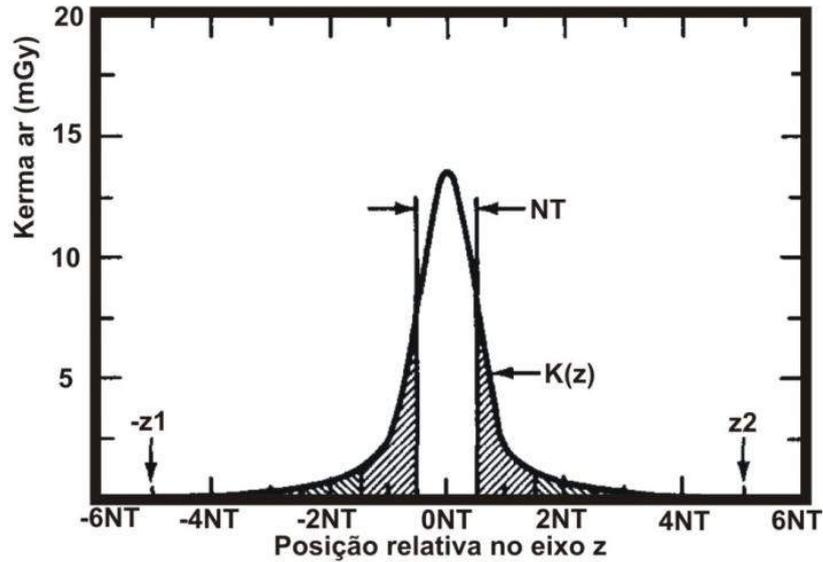
Figura 32: Câmara de ionização tipo lápis em arranjo para a medida do $C_{a,100}$.



Fonte: IAEA (2014).

A Figura 33 representa o perfil de distribuição de kerma ar de um único corte tomográfico, com colimação NT, onde N é o número de fileias de detectores ativos durante uma varredura e T é a espessura nominal da seção tomográfica, de acordo com a posição relativa do corte no eixo Z (eixo da mesa). As regiões sombreadas mostram a divisão do perfil em seções iguais a NT.

Figura 33: Perfil de Kerma no ar de um corte com colimação NT.



Fonte: Modificado de SHOP et al. (1981) *apud* ANDRADE (2008).

2.5.2 Grandezas Dosimétricas em Fantomas

Para a dosimetria efetuada em fantomas dosimétricos padrões de TC, define-se o índice de kerma ar em fantoma de TC ($C_{PMMA,100}$) como a integral do kerma ar para uma rotação do cabeçote, dividida pela colimação total do feixe (NT), medida em um fantoma padrão de cabeça (16 cm de diâmetro) ou abdômen (32 cm de diâmetro), ao longo do eixo de rotação (ICRU, 2005). Portanto:

$$C_{PMMA,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K_{PMMA}(z) dz \quad (\text{mGy}) \quad (2)$$

A Figura 34 mostra um fantoma posicionado para a medição do índice de kerma TC. A câmara de ionização está posicionada no orifício central do simulador.

Figura 34: Fantoma posicionado com a câmara de ionização posicionada no orifício central do simulador.



Fonte: IAEA (2014).

Os valores de $C_{PMMA,100}$ medidos no centro e na periferia do fantoma de cabeça ou abdômen permitem calcular o índice ponderado de kerma ar em fantomas de TC (C_W) (IAEA, 2007).

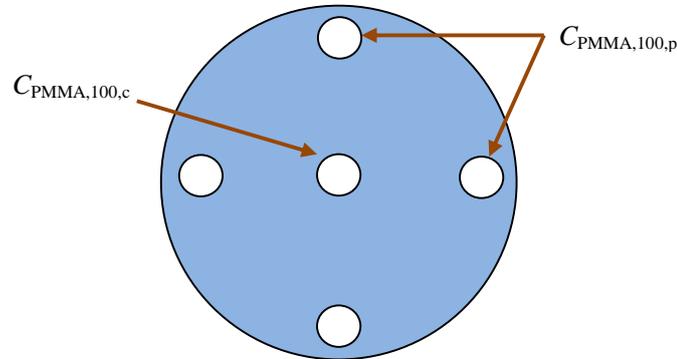
$$C_W = \frac{1}{3}(C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p}) \quad (\text{mGy}) \quad (3)$$

Onde:

- $C_{PMMA,100,c}$ é medido no centro do fantoma de PMMA;
- $C_{PMMA,100,p}$ é a média das leituras em quatro pontos da periferia do fantoma.

O valor de $C_{PMMA,100,p}$ corresponde à média das leituras dos quatro pontos ao redor da periferia do fantoma, como mostra a Figura 35.

Figura 35: Esquema de fantoma dosimétrico padrão para TC, mostrando os pontos em que é posicionada a câmara de ionização.



Fonte: ANDRADE (2008)

O C_W pode ser normalizado por unidade de carga do tubo (P_{It}) em mAs (IAEA, 2007).

$${}_n C_W = \frac{C_W}{P_{It}}; \quad {}_n C_{a,100} = \frac{C_{a,100}}{P_{It}} \quad (\text{mGy/mAs}) \quad (4)$$

O C_{VOL} é o parâmetro que melhor representa o kerma ar médio no fantoma dosimétrico padrão em um ponto do volume de varredura para um protocolo específico levando em consideração o passo (pitch) helicoidal ou o incremento sequencial (IAEA, 2007).

$$C_{VOL} = C_W \frac{NT}{l} = \frac{C_W}{p} \quad (\text{mGy}) \quad (5)$$

onde NT é a colimação total do feixe de radiação, l é a distância percorrida pela mesa do paciente por rotação helicoidal ou entre rotações sequenciais consecutivas e p é o *pitch*, isto é, a razão entre l e NT (IAEA, 2007).

Para uma melhor estimativa de um determinado exame, axial ou helicoidal, foi definido o produto kerma ar pelo comprimento em tomografia computadorizada determinado para fantasmas dosimétricos e procedimentos completos de TC ($P_{KL,CT}$), é definido como:

$$P_{KL,CT} = \sum_j {}_n C_{VOL} l_j P_{It_j} \quad (\text{mGy}\cdot\text{cm}) \quad (6)$$

onde o índice j representa cada varredura sequencial ou helicoidal que é parte do exame, l_j é a distância percorrida pelo suporte do paciente entre ou durante rotações consecutivas do cabeçote e P é o produto corrente pelo tempo (mAs) para cada sequência j (IAEA, 2007). O

$P_{KL,CT}$ acrescenta a informação do comprimento de varredura, tornando-se uma grandeza mais completa que as demais para representar a dosimetria

Vale ressaltar que estas grandezas dosimétricas foram inicialmente definidas para fins de controle de qualidade do tomógrafo e não devem ser utilizadas para representar as doses absorvidas pelos pacientes ou para realizar avaliações de risco de câncer radioinduzido. Para isso, é necessário cálculos utilizando Métodos de Monte Carlo.

2.5.3 Método de Monte Carlo para dosimetria e simulação computacional em TC

O método de Monte Carlo (MC) faz uso das distribuições de probabilidade das interações da radiação com os átomos e moléculas para simular o transporte de partículas (fótons, elétrons, pósitrons etc.) através do meio. O somatório das perdas de energia registradas para cada interação durante o transporte de muitas partículas pode ser usado para estimar as doses absorvidas em órgãos e tecidos radiosensíveis (CASSOLA, 2007; CASSOLA, 2011). Atualmente, existem múltiplos códigos de transporte de radiação utilizando o método MC desenvolvidos para aplicações particulares ou gerais. Grandes institutos como o Conselho Nacional de Pesquisa do Canada (NRC, código ERGSnc), a Organização Européia para a pesquisa Nuclear (CERN, código GEANT4), o Laboratório Nacional de Los Alamos (LANL, código MCNP) e também a Universidade de Barcelona (código PENELOPE) desenvolveram seus próprios códigos ao longo dos anos (CASSOLA, 2007).

Através das simulações são gerados coeficientes de conversão de dose absorvida em órgãos em função de uma grandeza dosimétrica mensurável (ex.: Kerma no Ar na Superfície). As simulações incluem tanto parâmetros do campo de radiação incidente sobre o paciente (incluindo o tamanho do campo, a direção e o espectro de raios X), como a simulação do transporte de fótons através do paciente e a simulação do paciente. Portanto, o método de Monte Carlo torna-se uma ferramenta muito poderosa para a produção de tabelas de coeficientes de conversão e medições feitas usando fantomas antropomórficos (IAEA, 2014).

Para a estimativa da dose absorvida em órgãos e tecidos é necessário acoplar ao código MC representações virtuais do corpo humano chamados fantomas antropomórficos computacionais. Os fantomas antropomórficos computacionais são representações virtuais da anatomia humana com seus órgãos e tecidos. Acoplados a códigos de Monte Carlo, foram extensivamente utilizados para a estimativa da dose absorvida nos órgãos submetidos a exposições médicas e acidentais (CAON, 2004). O desenvolvimento de fantomas

antropomórficos computacionais foi um importante passo para estimativas de riscos associados à utilização das radiações ionizantes, pois a dose equivalente nos órgãos e tecidos uma grandeza ligada ao risco radiológico, não pode ser diretamente medida no corpo humano (KRAMER et al., 2003; VEIRA, 2004; CASSOLA, 2007).

Diversos tipos de fantasmas antropomórficos computacionais foram desenvolvidos e podem ser acoplados a códigos MC. Os principais serão descritos a seguir.

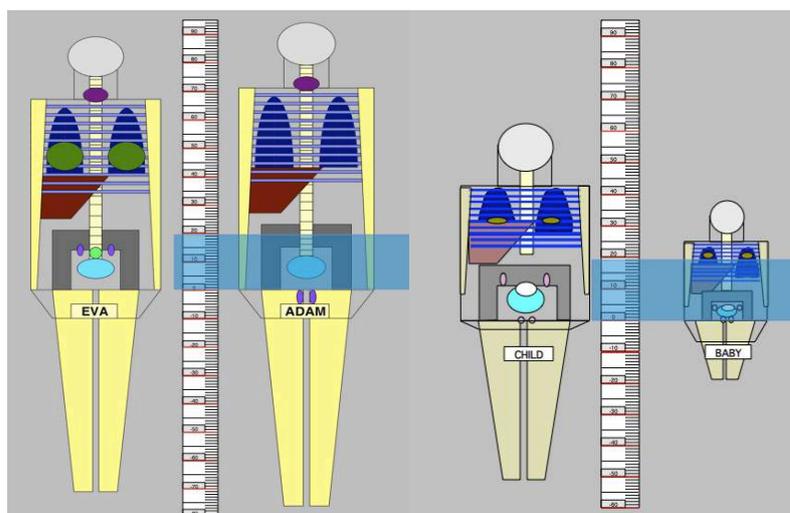
A- Fantasmas matemáticos

Introduzido por Fisher e Snyder (1967) os fantasmas matemáticos humanos descrevem o o corpo e seus órgãos através de expressões matemáticas que representam combinações e interseções de planos cilíndricos elípticos, esferas, cones etc (KRAMER et al., 2005). O desenvolvimento destes fantasmas utilizava uma técnica de modelagem, conhecida em computação gráfica como Geometria de Construção de Sólidos (CSG, *Constructive Solid Geometry*) A CSG permite a construção de superfícies ou sólidos complexos combinando objetos primitivos simples por meio de operações lógicas. Estas operações lógicas tipicamente envolvem procedimentos de união, intersecção e diferenciação que podem ser aplicadas de forma sequencial ou alternada (CASSOLA, 2011).

O CT-EXPO é um exemplo do uso de fantasmas matemáticos para a simulação da dose absorvida. Escrito em *Visual Basic*, o software utiliza planilhas do *Microsoft Excel* e baseia-se em métodos computacionais e fantasmas matemáticos para simular e calcular a dose absorvida pelos pacientes em exames de TC. A Figura 36 mostra os fantasmas EVA, ADAM, CHILD e BABY utilizados pelo CT-EXPO (CT-EXPO, 2013).

Os valores médios de C_w , C_{vol} e P_{kl} calculados com o CT-EXPO são, em geral, mais elevados do que os valores informados nos consoles dos tomógrafos mais recentes e são referentes aos dados encontrados no estudo *German Survey On CT Practice* (NIGEL et al., 1999).

Figura 36: Fantomas matemáticos EVA, ADAM, CHILD e BABY utilizados pelo CT-EXPO.



Fonte: CT-EXPO (2013).

Todas as doses absorvidas médias nos órgãos são calculadas utilizando os fantomas descritos acima e utilizam fatores de conversão para pacientes de biotipo padrão e servem apenas para fins informativos. Os órgãos internos não representam a anatomia real, mas são úteis para avaliar o desempenho do sistema de imagem e a dosimetria para aplicação em proteção radiológica. O cálculo de dose efetiva pode ser realizado utilizando os fatores de peso descritos nas publicações ICRP 60 ou ICRP 103 (LEE, 2011).

B- Fantomas tomográficos

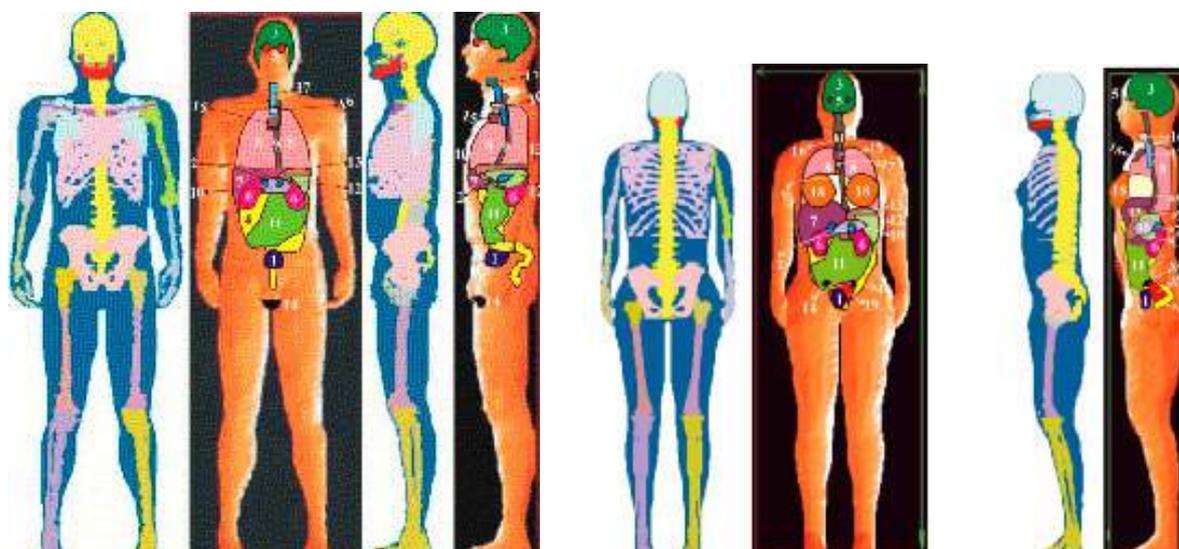
Com o avanço na obtenção de imagens médicas e na capacidade de processamento computacional, foi possível a construção dos primeiros fantomas tomográficos ou voxel. Estes fantomas, construídos à partir da segmentação de imagens geradas por tomografia computadorizada e ressonância magnética ou imagens fotográficas do corpo, representaram um importante passo para melhorar a descrição anatômica dos fantomas antropomórficos (CASSOLA, 2011).

Os fantomas para o homem e mulher de referência (MAX e FAX), foram desenvolvidos por Kramer et al. (2005) com base em imagens de TC de pacientes. Os volumes dos órgãos e tecidos radiosensíveis foram ajustados para se adequarem aos valores de referência definidos na ICRP 89. Foram os primeiros fantomas com estrutura esquelética heterogênea com composição específica de voxels do tecido esquelético baseadas nas massas, nas distribuições percentuais e nos fatores celulares da ICRP 70. Isso foi alcançado

utilizando-se o chamado Método dos Números CT, que leva em conta os valores dos tons de cinza contidos nos pixels dos ossos das imagens tomográficas. Assim, foi possível melhorar o cálculo da dose equivalente para a medula óssea vermelha (MOV) (KRAMER et al., 2005). A Figura 37 mostra os fantasmas MAX e FAX na visão frontal e lateral.

Em 2007, a publicação da 103 da ICRP definiu formalmente que para cálculos dos dados de referência em dosimetria os fantasmas humanos utilizados devem ser do tipo tomográfico. Seguindo esta recomendação, a ICRP, na publicação 110, introduz dois modelos oficiais, representando adultos de referência masculino e feminino (CASSOLA, 2011).

Figura 37: Fantasmas tomográficos MAX (esquerda) e FAX (direita).



Fonte: KRAMER et al (2005).

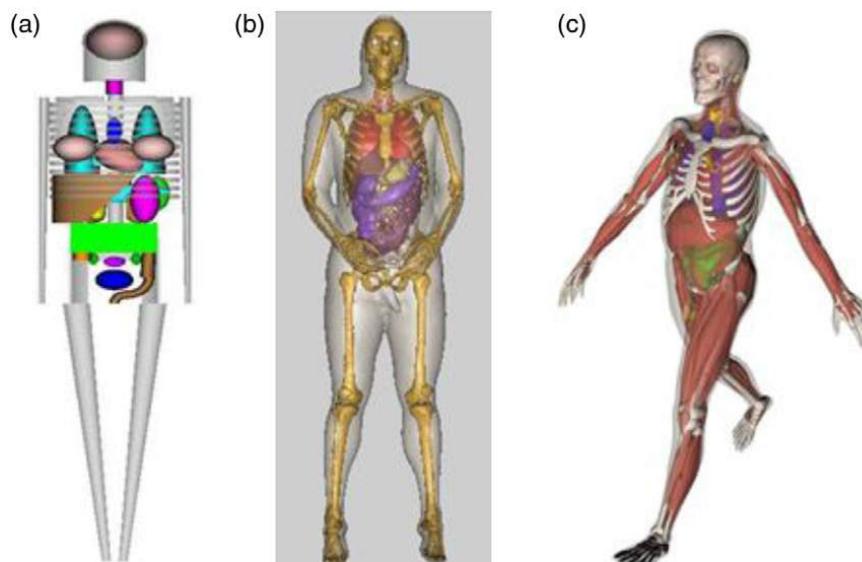
Os fantasmas tomográficos promoveram um grande avanço na representação da anatomia humana, porém possuem algumas limitações. Por exemplo, dependendo da resolução dos voxels, algumas vezes é difícil ou mesmo impossível segmentar corretamente um determinado órgão ou tecido. O ajuste do volume dos órgãos internos é possível, porém é um processo demorado e, dependendo do grau de ajuste, pode causar distorções no formato das estruturas (CASSOLA et al., 2010; CASSOLA et al., 2011).

C- Fantomas BREP

Os fantomas descritos por representação de fronteiras (BREP, *Boundary REPresentation*) foram introduzidos para resolver uma limitação relacionada à modificação geométrica que os fantomas voxel possuíam. Considerada um método relativamente novo e inovador, essa técnica era empregada em computação gráfica antes de ser utilizada para a criação dos fantomas (XU, 2009).

Uma abordagem híbrida para a construção de fantomas pode ser utilizada onde órgãos e tecidos são descritos por superfícies NURBS geradas a partir de fantomas tomográficos ou diretamente de imagens tomográficas do corpo humano. Na Figura 38, é possível notar as diferenças entre as três gerações de fantomas (matemáticos, tomográficos e híbridos). Nos últimos anos, diferentes grupos de pesquisa desenvolveram, independentemente, os primeiros fantomas BREP adultos de referência com base na ICRP 89.

Figura 38: Comparação entre as três gerações de fantomas: (a) matemático, (b) tomográfico e (c) híbrido (BREP).

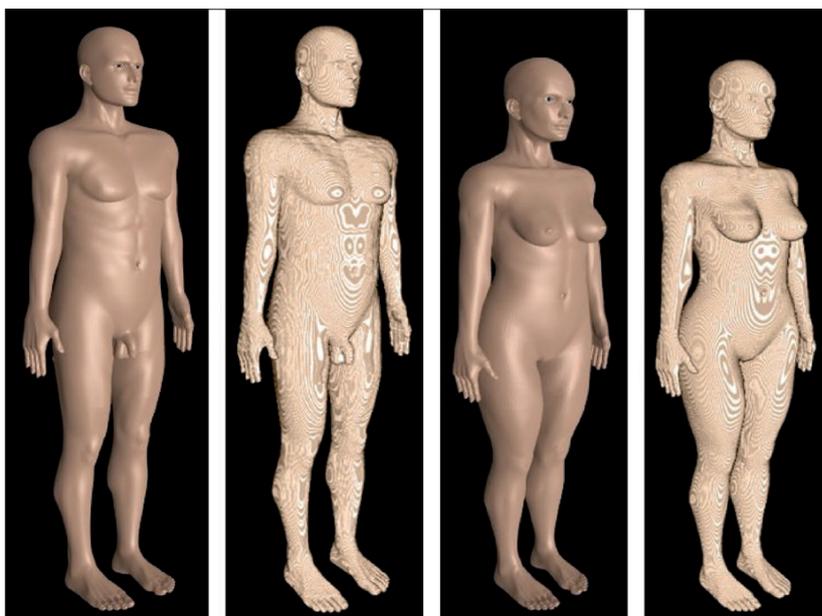


Fonte: XU (2014).

O Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (GDIN-DEN/UFPE) tem se destacado no desenvolvimento de fantomas computacionais. Em 2010, Cassola et al. (2010) demonstraram o processo de construção de fantomas voxel representando uma mulher e um homem adulto (FASH e MASH, respectivamente, mostrados na Figura 39) a partir de superfícies de

polígono *mesh*. Utilizando apenas modelos 3D, que podem ser obtidos gratuitamente na internet, e atlas anatômicos, forneceram as informações para a adequação da anatomia, excluindo a necessidade do uso de imagens tomográficas (Figura 40).

Figura 39: Fantomas MASH e FASH e suas respectivas versões voxelizadas.



Fonte: CASSOLA e al., (2010).

Figura 40: Órgãos dos fantomas MASH e FASH e suas respectivas versões voxelizadas.



Fonte: CASSOLA e al., (2010).

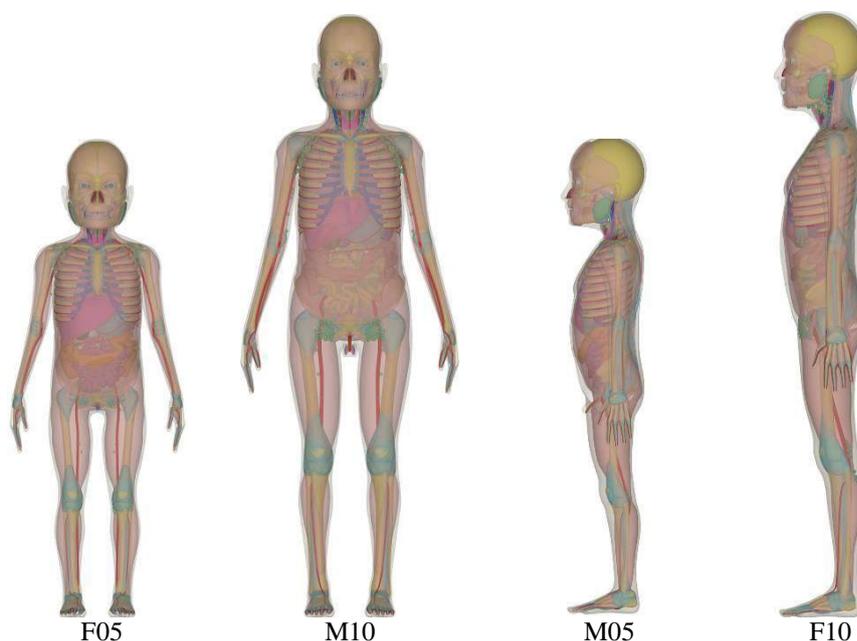
D- Fantomas pediátricos com superfície *Mesh*

Logo após o desenvolvimento do fantoma adulto na década de 1960, começaram a surgir os fantomas pediátricos. Estendendo-se aos fantomas matemáticos adulto MIRD5, Cristy e Cristy e, Eckerman do Oak Ridge National Laboratory (ORNL) desenvolveram também fantomas pediátricos MIRD5 representando diversas faixas etárias (recém nascido, 1, 5, 10 e 15 anos de idade). Mais tarde, Han et al. (2006) revisaram a série de fantomas pediátricos ORNL incluindo outros órgãos e atualizando a composição dos tecidos. Diferente dos fantomas matemáticos, o desenvolvimento dos fantomas voxel começou com a construção de fantomas pediátricos. Os fantomas voxel de corpo inteiro BABY e CHILD foram desenvolvidos com base em imagens de TC de um recém-nascido com 8 semanas de idade e de uma criança com 7 anos de idade (LIMA et al., 2011).

Estudos abrangentes sobre fantomas voxel pediátricos para várias idades também foram realizados na Universidade da Flórida. Primeiramente, foram desenvolvidos os fantomas da cabeça e tronco, mais tarde, braços e pernas, bem como órgãos e tecidos com as massas correspondendo aos dados fornecidos pela ICRP 89. Lee et al. (2007) foram os primeiros a apresentar um fantoma pediátrico híbrido para recém-nascido e, após essa realização, uma família inteira de fantomas pediátricos híbridos tem se seguido.

Apenas um ano após o desenvolvimento de MASH e FASH a equipe do GDOIN-DEN/UFPE estendeu programa de desenvolvimento dos fantomas para crianças. E, utilizando a mesma metodologia aplicada no desenvolvimento dos fantomas adultos, construíram fantomas pediátricos masculino e feminino com 5 e 10 anos de idade (LIMA et al., 2011). A Figura 41 traz a representação desses fantomas.

Figura 41: Fantomas M05, M10 e F05 e F10 mostrando os contornos do corpo, órgãos superficiais, esqueleto, órgãos internos e vasos sanguíneos.



Fonte: LIMA et al. (2011)

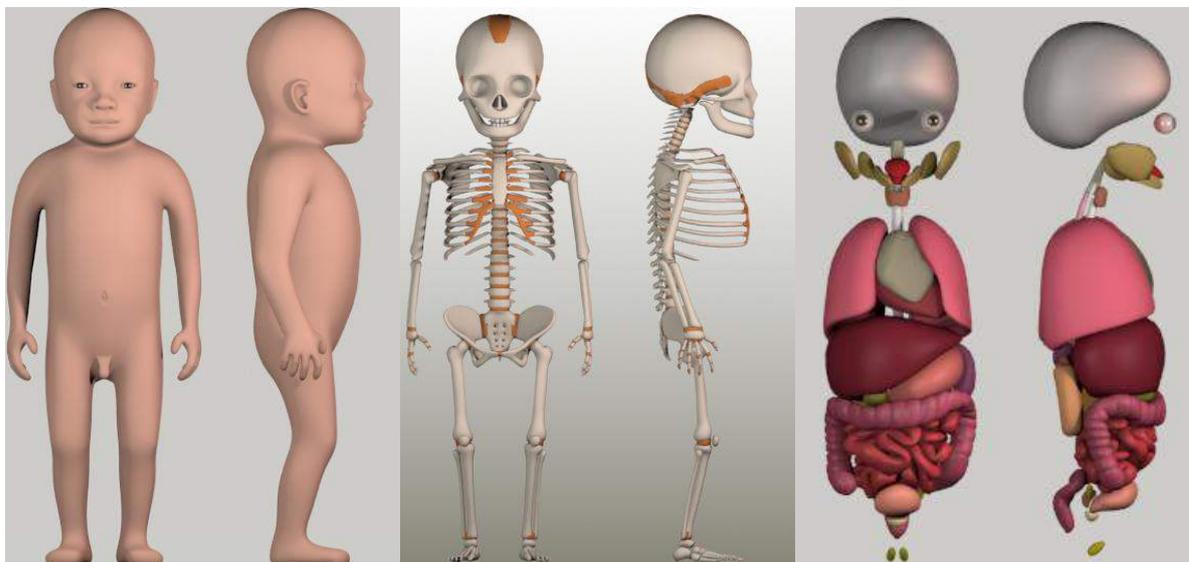
Em 2013, Cassola et al. desenvolveu fantomas pediátricos hermafroditas para recém-nascidos e crianças com um ano de idade. A Figura 42 mostra a superfície do esqueleto e crânio do fantoma hermafrodita recém nascido (P00), além disso, é possível identificar na imagem da direita, a distribuição dos gânglios linfáticos. Imagens similares podem ser vistas na Figura 43 para um ano de idade (P01).

Figura 42: Fantoma mesh hermafrodita recém nascido P00: superfície, esqueleto, crânio, órgãos e gânglios linfáticos.



Fonte: CASSOLA et al. (2013)

Figura 43: Fantoma mesh hermafrodita um ano de idade P0i: superfície, esqueleto, crânio e órgãos



Fonte: CASSOLA et al. (2013)

Os fantomas recém nascido, um ano de idade, cinco aos de idade e 10 anos de idade foram conectados a versão mais recente do código MC EGSrns para imulação do transporte de fótons, elétrons com energias que podem variar de 1keV até algumas centenas de gigaeletrovolt e incorporados ao programa CALDose_XCT (www.caldose.org) para simular as doses absorvidas pelos paciente em exames de tomografia computadorizada pediátrica (CASSOLA et al., 2013).

3 – MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi desenvolvido com um tomógrafo Philips instalado em um hospital infantil localizado no Recife-PE, referência no atendimento ao paciente infantil e, apresenta uma elevada demanda de exames de radiodiagnóstico pediátrico. A pesquisa foi devidamente aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos do Instituto de Medicina Integral Prof. Fernando Figueira sob o número de registro n° 04.036/2014. O parecer consubstanciado emitido pela comissão de ética está apresentado no APÊNDICE A.

O equipamento utilizado no estudo foi um tomógrafo Philips, modelo Brilliance helicoidal multicorte de 64 canais e gantry com capacidade de angulação variando de -30° a +30°. Possui capacidade de saída de 60 kW e, tensão do tubo variando entre 80, 120 e 140 kVp. O anodo possui 200 mm de diâmetro com velocidade de rotação 105 Hz (6300 rpm) e 7° de angulação, capacidade térmica de 8 MHU¹ com taxa de resfriamento de 1608 kHU/min. Os detectores são de estado sólido GOS com 43.008 elementos de 0,625 mm e colimação variando entre 64 x 0,625 mm, 32 x 1,25 e 16 x 2,5 mm (PHILIPS, 2010).

Antes da coleta dos parâmetros, foram realizados testes de controle de qualidade do tomógrafo, utilizando o fantoma do programa de acreditação em TC do Colégio Americano de Radiologia, modelo 438 da Gammex. A análise e aquisição das imagens seguiu o protocolo de testes do programa de acreditação (ACR, 2007), mostradas no APÊNDICE B.

Neste estudo, foram avaliados 108 exames de tomografia computadorizada de crânio em pacientes pediátricos separados nas seguintes faixas etárias: 0 a 1; 1 a 5; 5 a 10; e 10 a 15 anos de idade.

Os parâmetros de irradiação para os exames pediátricos foram coletados diretamente no console do equipamento com o auxílio do operador responsável. Foram registrados os seguintes parâmetros de irradiação e dados dos pacientes: idade e gênero; corrente e tensão do tubo; colimação; pitch; tempo de rotação; comprimento de varredura; e ângulo de inclinação do gantry. Para facilitar a coleta e não comprometer o andamento dos procedimentos, foi fotografada a tela de seleção dos parâmetros utilizados em cada exame, tendo o cuidado de preservar a identidade do paciente, como mostra a Figura 44.

¹ HU = unidades de calor (*heat units*).

Figura 44: Fotografia dos parâmetros de irradiação na tela do tomógrafo Philips Brilliance 64.

Name	[REDACTED]	Gender	M
ID	[REDACTED]	Date Of Birth	04 Nov 2011
Requested Procedure	SEIOS DA FACE	Age	2Y
Label	PARTES MOLES	Resolution	HIGH
Protocol Name	SEIOS DA FACE/Hei	Collimation	64x0.625 mm
Scan Protocol	Axial Helix	Slice Thickness	1.00 mm
Image Number	3.1	Slice increment	0.5 mm
Image Date	24 Mar 2014	Pitch	0.291
Image Time	10:01:47.9	Field of View	205.0 mm
Patient Position	Head First Supine	Voltage	120 KV
View Comment	RIGHT ON LEFT	mAs	100 mAs/Slice
Table Position	-11 mm	Rotation Time	0.5 sec
Table Height	77 mm	SP Filter	Yes
Table Speed	31.3 mm/sec	Filter	B
Scan Length	295.1 mm	Recor Enhancement	0.25
Scan Time	8.376 sec	Adaptive Filter	NO
		Image Matrix	512 x 512
		Center X, Y	0.0, 2.0 mm
		Image Zoom	1.00
		CTDIvol	11.3 mGy

Também foram registrado os protocolos de rotina estabelecidos pelo fabricante para a realização dos exames. Estes estão classificados como adulto ou rotina, pediátrico e bebê, conforme descritos na Tabela 1.

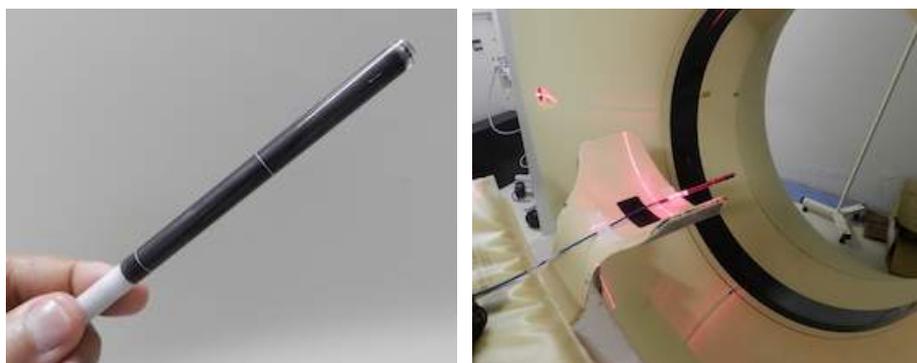
Tabela 1: Protocolos de aquisição utilizados para exames de crânio pediátrico.

Protocolos	Adulto	Pediátrico	Bebê
Tensão (kV)	120	120	120
Carga (mAs)	300	250	200
Corrente (mA)	179	270	216
Tempo de rotação (s)	0,5	0,4	0,4
Colimação (mm)	40	40	40
Pitch	0,29	0,45	0,45
Ângulação do Gantry	0°	0°	0°
Modo	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal

3.1 Índices de kerma ar em TC

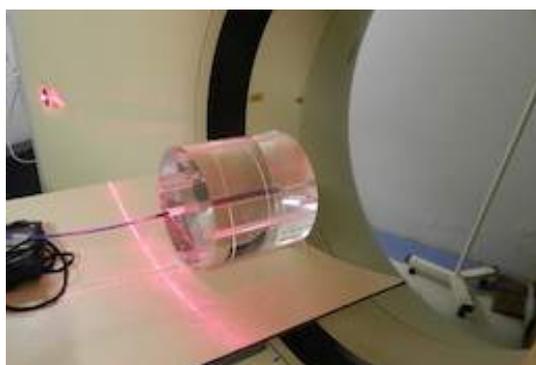
Para medir o índice de kerma ar em TC ($C_{a,100}$), foi utilizada uma câmara de ionização lápis (fabricada pela PTW, modelo 30009, número de série 0516), acoplada a um eletrômetro PTW Unidos E, pré-calibrada para qualidade de feixes de TC no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI-DEN/UFPE). A câmara foi posicionada no centro do *gantry*, como mostra a Figura 45. Esta câmara apresenta uma resposta uniforme à radiação incidente em todos os ângulos ao redor do seu eixo e, por este motivo, é utilizada em dosimetria para equipamentos de TC (IAEA, 2007; DIAS, 2010).

Figura 45: Câmara de ionização tipo lápis (esquerda) e seu posicionamento no centro do gantry do tomógrafo para a estimativa do $C_{a,100}$ (direita).



Para medir o índice ponderado de kerma ar em TC (C_w) para exames pediátricos de crânio, a câmara foi posicionada nos orifícios central e periféricos de um fantoma dosimétrico padrão de PMMA (fabricado pela PTW Freiburg) com 16 cm de diâmetro, posicionado no centro do gantry, ao longo do eixo de rotação, como mostra a Figura 46.

Figura 46: Câmara de ionização lápis inserida no centro do fantoma dosimétrico de PMMA para estimativa do C_w utilizando protocolo de cabeça, posicionado no centro do gantry.



O valor de nC_W (C_W normalizado) para exames de crânio foi obtido dividindo o valor encontrado de C_W pela carga do tubo de raios-x (mAs) selecionada durante a irradiação.

Os valores de índice volumétrico de kerma ar em TC (C_{VOL}) foram calculados a partir dos valores de nC_W , utilizando a Equação 7:

$$C_{VOL} = \frac{nC_W \cdot mAs}{p} \quad (7)$$

onde nC_W é o índice ponderado normalizado de kerma ar em TC, mAs é a carga do tubo por rotação, selecionada em cada protocolo de aquisição de imagens, e p é o pitch selecionado para cada protocolo.

O produto kerma ar-comprimento ($P_{KL,CT}$) depende do comprimento de varredura do exame, que varia muito entre diferentes pacientes. Para o cálculo do $P_{KL,CT}$, multiplicou-se o valor estimado de C_{VOL} pelo comprimento total de varredura do exame.

3.2 Simulações de dose absorvida nos órgãos

Para estimar as doses absorvidas pelos órgãos os parâmetros coletados e calculados foram inseridos no CALDose_XCT disponível gratuitamente na internet.

O CALDose_XCT foi validado comparando os valores simulados e os valores medidos. Para isso, foram realizadas medidas dos valores de $C_{a,100}$ e C_{VOL} em um fantoma dosimétrico padrão de PMMA com 16 cm de diâmetro.

A Figura 47 mostra a interface do software, onde é possível inserir os parâmetros para a simulação: idade e gênero do fantoma; tipo de exame; modelo do tomógrafo; tensão; colimação; incremento de mesa; modo de aquisição (axial ou helicoidal) e uma grandeza dosimétrica. Neste trabalho, a grandeza selecionada foi o C_{VOL} calculado para cada exame, como mostrado no item anterior.

O campo de irradiação para exames de crânio utilizado no CALDose_XCT estende-se do topo da cabeça até a primeira vértebra cervical. Portanto, para comparação entre as doses absorvidas nos órgão sem e com a angulação da cabeça, foram realizadas simulações com angulação de 18° nos fantasmas *newborn* (recém-nascido) e com 1 ano de idade. Este posicionamento foi aprovado pela radiologista responsável do setor após a constatação de que nenhuma estrutura de interesse diagnóstico foi excluída da simulação. A Figura 48 mostra os fantasmas em posição normal e com a angulação referida.

Figura 47: Interface do CALDose_XCT

Select phantom: Pediatric: Hermaphrodite, Newborn

Age (years): 0

Examination: Head

Scanner: PHILIPD Brilliance 64 or 40

Voltage (kVp): 120

Total collimation (mm): 40

Table increment (mm): 18

Pitch: 0.45

Scan mode: Helical [HSPH]

CALDose_XCT delivers conversion coefficients, unless the users provides values for at least one of the following quantities:

Air Kerma at Iso Centre (mGy):

Tube loading (mAs):

CDTIvol (mGy): 12.5

E-mail address(optional):

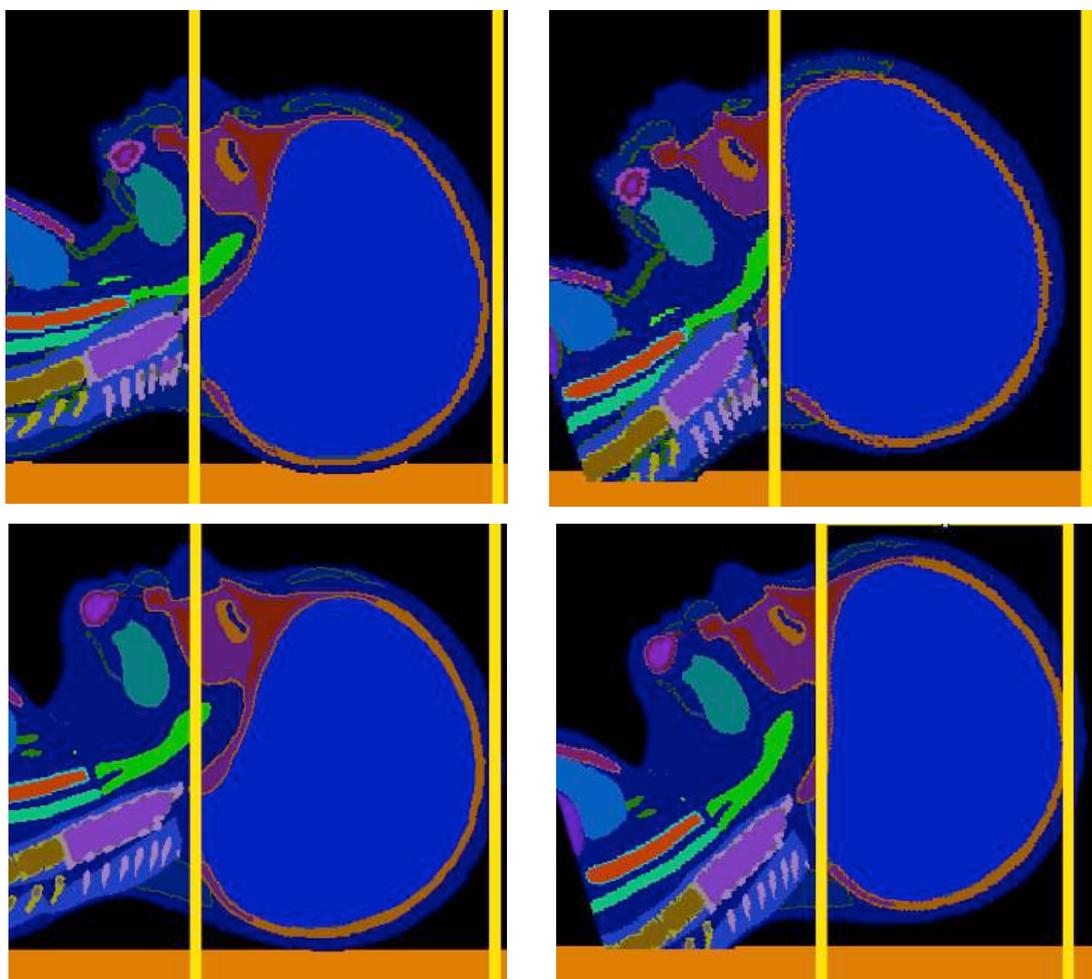
For CT simulations the phantom is placed on a carbon fibre table and the arms are removed.

START CALCULATION

Fonte: www.caldose.org (2015).

O software disponível na internet não permite a aplicação da inclinação da cabeça. As simulações foram feitas diretamente no código MC EGSnrc com o intuito de comprovar se o método da inclinação da cabeça é uma boa alternativa para a redução da dose absorvida pelo cérebro, cristalino, mucosa oral e glândulas salivares. O protocolo escolhido para a comparação foi o PEDIÁTRICO (Tabela 1), por ser o mais comum entre os exames.

Figura 48: Fantomas recém nascido (superior) e com 1 ano de idade (inferior), em posição padrão (esquerda) e com angulação de 18° (direita).

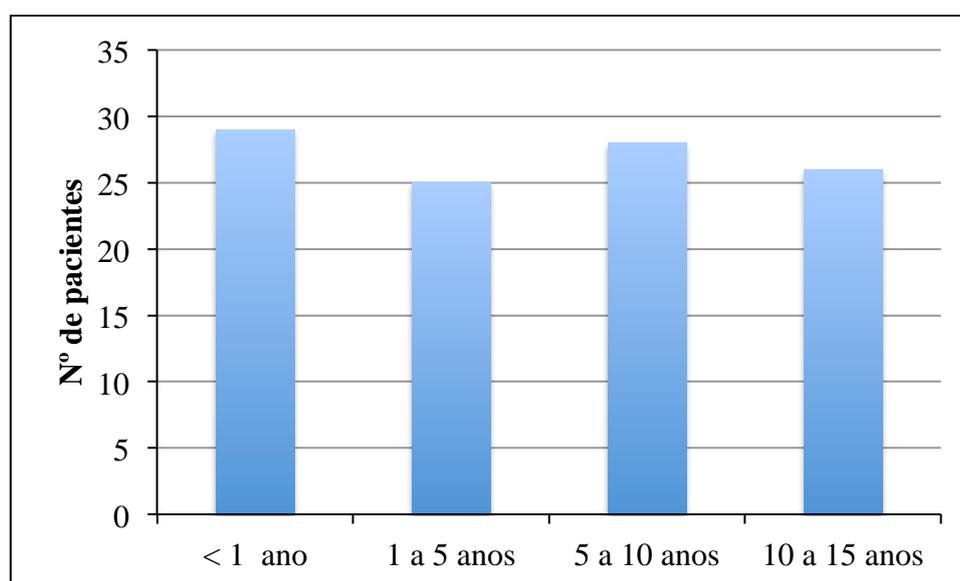


4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Caracterização da amostra

Neste trabalho, foram coletados os dados de 108 pacientes pediátricos, com idades de 1 dia a 13 anos, submetidos a exames de TC de crânio no IMIP, Recife-PE. A Figura 49 mostra o número de pacientes distribuídos por faixa etária. Entre todos os pacientes, 50% eram do sexo feminino e 50%, masculino.

Figura 49: Distribuição dos pacientes por faixa etária para os exames de TC de crânio.



Todos os procedimentos foram realizados sem o uso de equipamentos imobilizadores ou técnicas de contenção. A sedação foi executada em todos os pacientes com menos de 1 ano de idade.

Em relação ao posicionamento recomendado para os exames de crânio (discutido no item 2.3.1, página 38), nenhum dos exames acompanhados neste trabalho utilizou angulação do gantry ou da cabeça do paciente. Strauss et al. (2010) ressaltaram a importância do posicionamento correto para a redução da dose absorvida no paciente. O paciente precisa estar bem centralizado e a linha supraorbitomeatal (SOM) deve ser utilizada com o intuito de reduzir a dose no cristalino. A influência da inclinação do gantry na dose absorvida pelos pacientes será discutida no item 4.4.1.

4.2 Parâmetros de irradiação

Os valores médios, mínimos e máximos dos parâmetros de irradiação coletados para os exames de crânio realizados no tomógrafo avaliado são mostrados na Tabela 2, separados por faixa etária.

Durante os exames, observou-se que a tarefa de posicionar o paciente é delegada a equipe de enfermagem. Dessa forma, o operador do tomógrafo não tem a real noção do tamanho do paciente. Essa situação pode levar o operador a selecionar inadequadamente os parâmetros de irradiação, baseando-se apenas na idade do paciente e não no tamanho.

Tabela 2: Parâmetros de irradiação coletados para os exames de TC de crânio.

Idade	Parâmetros	Média	Mínimo	Máximo
< 1 ano	Comp. varredura (mm)	159±31	127	292
	Tensão (kVp)	120±0	120	120
	Carga (mAs)*	161±52	80	250
	Pitch	0,446±0,028	0,298	0,453
1 a 5 anos	Comp. varredura (mm)	189±33	159	320
	Tensão (kVp)	120±0	120	120
	Carga (mAs)*	213±49	120	300
	Pitch	0,421±0,062	0,298	0,453
5 a 10 anos	Comp. varredura (mm)	189±27	120	251
	Tensão (kVp)	120±0	120	120
	Carga (mAs)*	207±47	120	300
	Pitch	0,386±0,077	0,298	0,453
10 a 15 anos	Comp. varredura (mm)	201±24	156	257
	Tensão (kVp)	120±0	120	120
	Carga (mAs)*	240±60	149	351
	Pitch	0,354±0,079	0,298	0,453

* O tomógrafo Philips Brilliance informa os valores de carga efetiva, em mAs/slice (mAs/corte), que é a carga do tubo de raios X dividida pelo pitch.

Os valores de tensão do tubo (kVp) utilizados permanecem fixos para todos os exames, mostrando desacordo com alguns guias internacionais, como discutido anteriormente (item B, pág. 44). A AAPM (2012) recomenda o uso de 120 kVp apenas para exames em

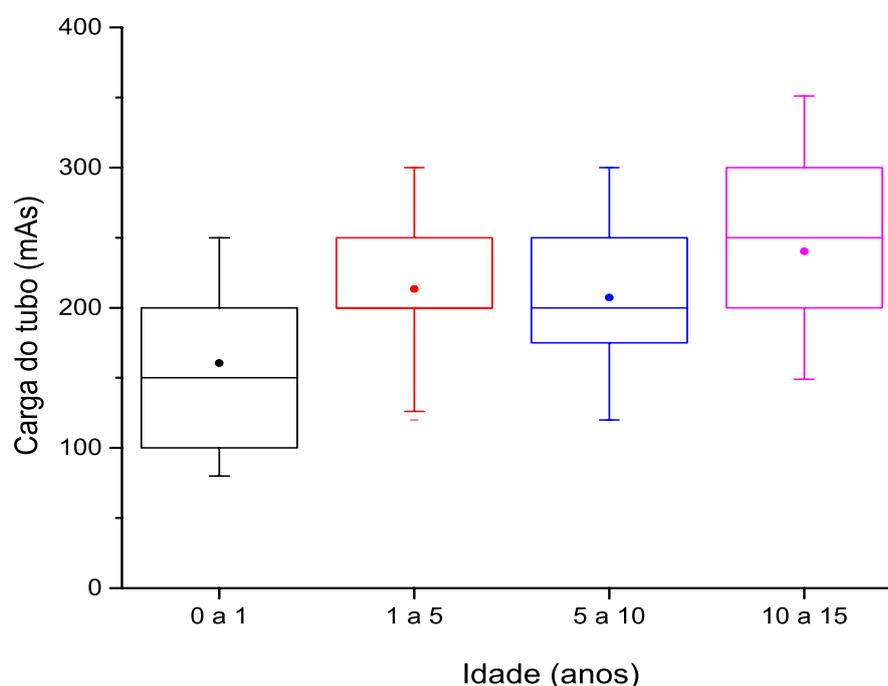
pacientes adultos e o Guia Europeu de qualidade em MSCT em pediatria recomenda que os valores de tensão sejam selecionados de acordo com o tamanho da criança (BONGARTZ et al., 2004), ou seja, para as faixas etárias demonstradas neste estudo, a tensão poderia ser de 80 a 100 kVp. Strauss et al. (2010), recomendam valores de tensão de 100 kVp para a maioria dos exames em pacientes pediátricos. Para exames em recém-nascidos, é recomendada a tensão de 80 kVp.

O único parâmetro que sofreu mudanças baseadas no tamanho do paciente foi a carga do tubo efetiva (mAs/slice). Com relação ao controle automático de exposição, o mesmo não é habilitado para exames de crânio neste tomógrafo, portanto, os valores de carga do tubo eram definidos manualmente pelo operador do equipamento. Os valores apresentaram grande variação, de 80 mAs a 351 mAs. Para tomógrafos Philips Brilliance de 64 canais, a AAPM (2012) recomenda 400 mAs/slice para exames em pacientes adultos. Não foram encontrados parâmetros recomendados para exames pediátricos de TC de crânio.

Para uma melhor visualização dos dados, a Figura 50 mostra a distribuição dos valores de carga por faixa etária. Os dados são apresentados em gráficos *Box & Whiskers*, que representam, através do retângulo, os valores contidos entre o primeiro e terceiro quartil, isto é, 25% e 75% dos dados. A linha no interior do retângulo indica a mediana dos dados e o ponto, o valor da média. As semirretas indicam os valores máximo e mínimo da distribuição, excluindo os *outliers*, que correspondem a valores fora da distribuição e são indicados por traços horizontais.

Para a faixa etária de 0 a 1 ano de idade, observa-se uma maior variação da carga do tubo, demonstrando que houve alteração nos protocolos pré-estabelecidos pelo fabricante (Tabela 1, pág. 62) e uma maior preocupação dos operadores com a idade dos pacientes, utilizando, em muitos casos, valores menores que nas demais faixas etárias. Para a faixa etária de 1 a 5 anos de idade, diferente das demais, observa-se pouca variação entre as cargas e, alcançando valores próximos à recomendação para exames em adultos, que é 400 mAs (AAPM, 2012). Para as faixas etárias 5 a 10 e 10 a 15 anos, foram utilizados, praticamente, os protocolos pré-estabelecidos pelo fabricante. Não houve diferença significativa entre as cargas utilizadas e as faixas etárias e foi possível observar a utilização do protocolo adulto (rotina) em muitos exames de pacientes entre 1 e 15 anos de idade.

Figura 50: Diagrama de Box & whiskers mostrando a distribuição dos valores selecionados de carga (mAs/slice) para cada faixa etária.

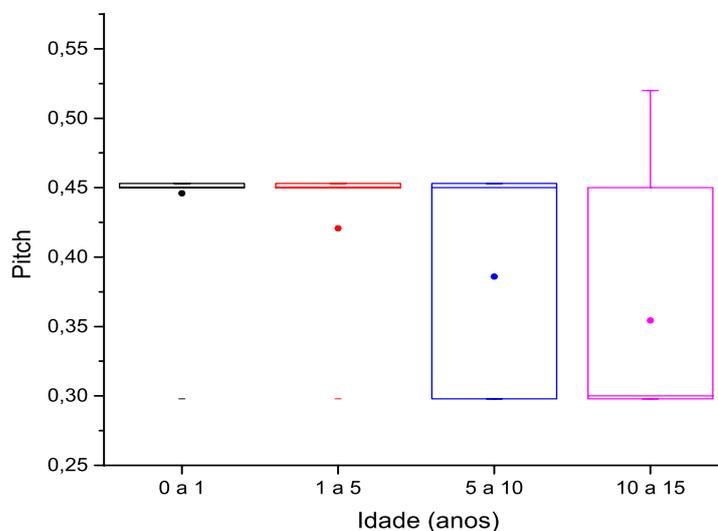


Os valores de *pitch* para os exames acompanhados neste trabalho (0,298 a 0,520) estão próximos à recomendação da AAPM para exames em adultos ($pitch = 0,4$) (AAPM, 2012). Como discutido no ítem A, pág. 44, nos tomógrafos Philips, a dose absorvida pelo paciente não será afetada pelo ajuste no *pitch*, já que sua modificação é compensada pela alteração da carga do tubo (NAGEL et al., 2010). Devido a este fato, valores mais elevados de *pitch* poderiam ser utilizados apenas para reduzir os artefatos causados pelo movimento dos pacientes, que são muito comuns em exames pediátricos.

A Figura 51 mostra um diagrama Box & Whiskers com a distribuição dos valores de *pitch* utilizados nos exames para cada faixa etária.

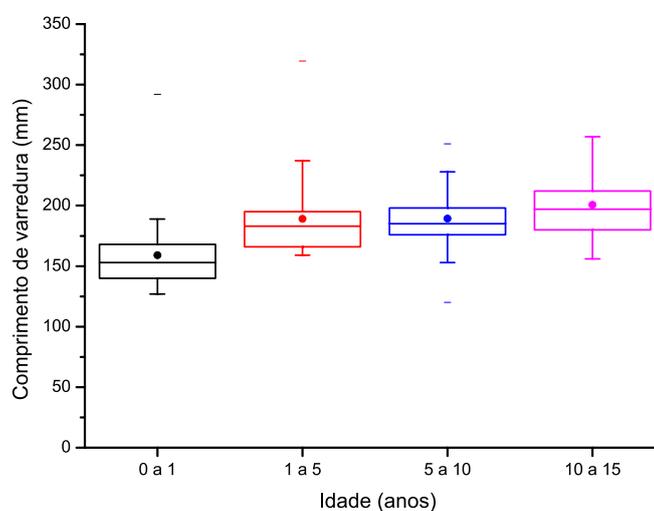
Para os exames realizados em pacientes com menos de 5 anos de idade, observa-se a utilização do mesmo valor de *pitch* (0,453) para praticamente todos os exames. Porém, nos exames de seis pacientes, foi selecionado *pitch* igual a 0,298. Já para os exames com pacientes de 5 a 15 anos de idade, observa-se uma maior variação dos valores, chegando a ultrapassar o valor recomendado para exames em adultos, que é de 0,4 (AAPM, 2012).

Figura 51: Diagrama de Box & whiskers mostrando a distribuição do pitch para cada faixa etária.



O comprimento de varredura influencia diretamente na dose absorvida pelo paciente pois determina a área que será irradiada para a obtenção do exame. Valores elevados de comprimento de varredura resultam em aumento da dose absorvida pelo paciente. Portanto, deve ser ajustado somente para o tamanho da área que se deseja estudar. A Figura 52 mostra a distribuição dos valores de comprimento de varredura para cada faixa etária.

Figura 52: Diagrama de Box & whiskers mostrando a distribuição dos valores de comprimento de varredura para cada faixa etária.



Como pode ser observado pelos dados apresentados na Figura 56, não houve diferença significativa entre os valores de comprimento de varredura selecionados para as diferentes faixas etárias, com exceção dos exames realizados em pacientes com menos de 1 ano de idade.

Pereira et al. (2008) determinaram, por meio de exames radiográficos, um índice do tamanho craniano de uma população infantil brasileira. Os valores de altura craniana obtido pelos autores são comparados, na Tabela 3, com os valores de comprimento de varredura selecionados para os exames avaliados neste trabalho.

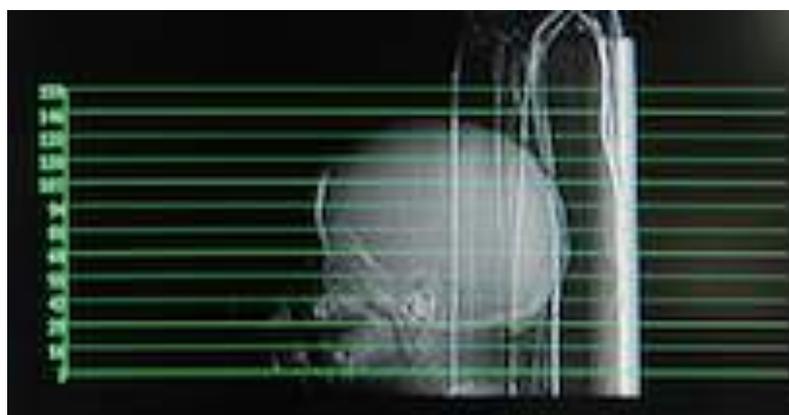
Tabela 3: Comparação entre comprimentos de varredura selecionados e alturas cranianas para diferentes faixas etárias.

Faixa etária	Comprimento de varredura (mm)	Altura craniana (mm)*
< 1 ano	127 a 292	120 a 133
1 a 5 anos	159 a 320	136 a 146
5 a 10 anos	120 a 251	152 a 156
10 a 15 anos	156 a 257	153 a 155

* Fonte: PEREIRA et al. (2008).

Observa-se, na Tabela 3, que os valores de comprimento de varredura selecionados são muito maiores que o tamanho médio do crânio humano, em todas as faixas etárias avaliadas. Por exemplo, nos exames dos pacientes com idades inferiores a 5 anos, foram registrados comprimentos de varredura superiores a 300 mm, valor superior ao tamanho da cabeça inteira do paciente, como pode ser visto no escanograma mostrado na Figura 53. De acordo com os operadores do tomógrafo, aquisições realizadas com comprimento de varredura longo tem o objetivo de evitar perda de estruturas anatômicas relevantes. Por outro lado, esta prática pode resultar em doses absorvidas mais elevadas em órgãos radiosensíveis, como cristalino, glândulas salivares e tireoide. Além disso, está em desacordo com a ICRP (2011), que recomenda a aquisição de imagens apenas da área de interesse diagnóstico, ou seja, se o objetivo do exame é estudar o encéfalo, não devem ser adquiridas imagens de outras regiões da cabeça.

Figura 53: Escanograma de um paciente com 2 meses de idade, mostrando a aquisição de imagens tomográficas de toda a cabeça, sem a inclinação do gantry ou da cabeça.



4.3 Estimativa dos índices de kerma ar em TC

Os valores de C_{VOL} foram estimados para os protocolos pré-estabelecidos pelos fabricantes e comparados com os valores informados pelo tomógrafo após a seleção dos parâmetros, como mostrado na Tabela 4. Observa-se que os desvios percentuais entre os valores de C_{VOL} estimados e os valores fornecidos pelo equipamento foram de, no máximo, 0,32%, demonstrando que as medições foram bem executadas e o equipamento apresenta-se com os valores dosimétricos atualizados. Esta informação é importante, pois significa que o operador do tomógrafo terá uma boa exatidão em relação às grandezas dosimétricas ao selecionar os parâmetros de irradiação em cada exame.

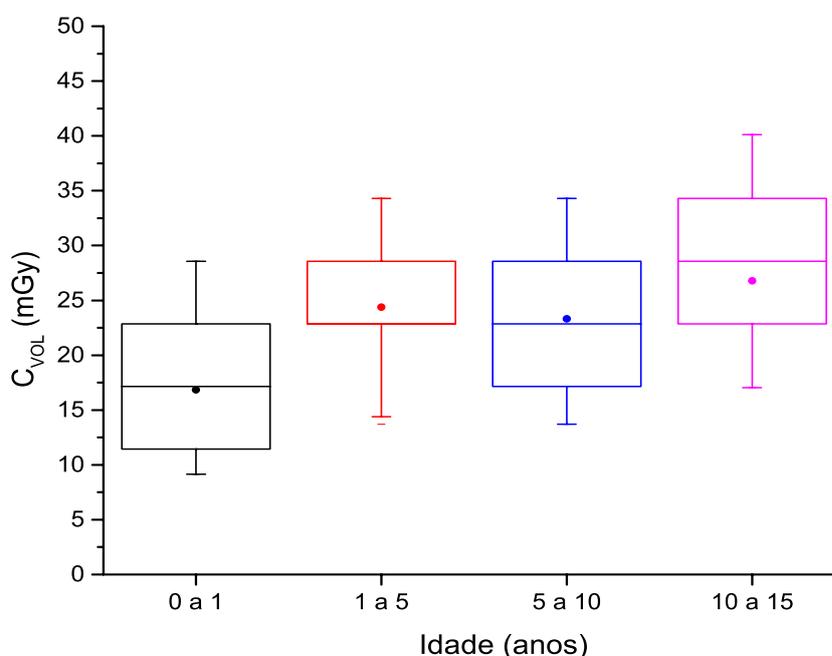
Tabela 4: Comparação entre valores de C_{VOL} fornecidos pelo tomógrafo e os valores de estimados para cada protocolo pré-estabelecido para exames pediátricos.

Parâmetros	Adulto	Pediátrico	Bebê
Tensão (kV)	120	120	120
Carga (mAs)	300	250	200
Colimação (mm)	40	40	40
Pitch	0,298	0,453	0,453
C_{VOL} tomógrafo (mGy)	34,4	28,6	22,9
C_{VOL} estimado (mGy)	34,29	28,58	22,86
Desvio (%)	0,32%	0,07%	0,17%

A distribuição dos valores de C_{VOL} estimados para cada faixa etária dos exames acompanhados é mostrada na Figura 54. Pode-se observar que as variações foram semelhantes para quase todas as faixas etárias estudadas, com exceção de pacientes com 1 a 5 anos de idade, que apresentaram menor variação.

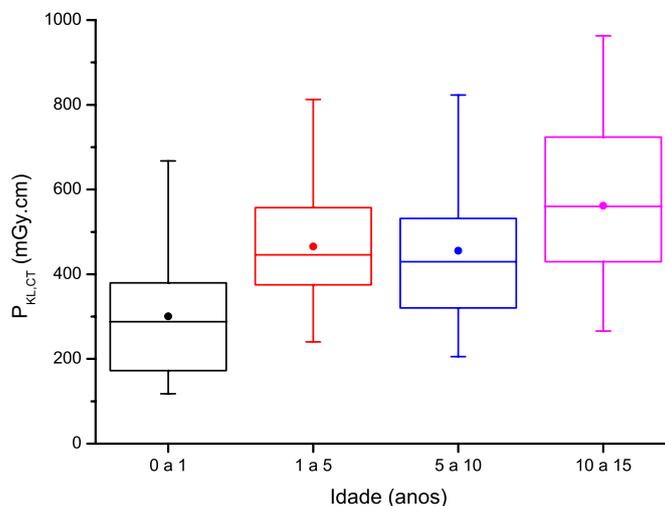
Estas variações são semelhantes ao que foi observado na avaliação da carga do tubo (mAs/slice), mostrada na Figura 48 (pág. 71). A intensidade de radiação e, conseqüentemente, o C_{VOL} , é diretamente proporcional à carga do tubo, ressaltando a necessidade de mais critério na seleção dos parâmetros de irradiação por parte do operador do tomógrafo.

Figura 54: Diagrama de Box & whiskers mostrando a distribuição dos valores de C_{VOL} para cada faixa etária.



O produto kerma ar-comprimento para exames completos de TC também foi estimado para todos os exames coletados e os resultados são apresentados na Figura 55. As variações maiores que as observadas para o C_{VOL} são causadas pelas diferenças nos comprimentos de varredura selecionados para cada exame, como foi discutido nas páginas 71 e 72. Todos os valores encontrados estão acima dos limites de referência para cada faixa etária (IAEA, 2006; ICRP, 2007; ARPANSA, 2013) descritos na página 76.

Figura 55: Diagrama de Box & whiskers mostrando a distribuição dos valores de $P_{KL,CT}$ para cada faixa etária.



O uso de parâmetros sem otimização pode elevar os valores de C_{VOL} e $P_{KL,CT}$. Para exemplificar, pode-se comparar dois exames avaliados neste trabalho. No primeiro deles, fora selecionado o protocolo de adulto (rotina) para realizar um exame de crânio de um paciente recém-nascido com 4 dias de vida; os valores do comprimento de varredura e carga efetiva foram, respectivamente, 298 mm e 250 mAs/slice, resultando em C_{VOL} de 22,9 mGy e $P_{KL,CT}$ de 667 mGy.cm, enquanto um exame realizado em um paciente com 12 anos de idade, fora selecionado o protocolo pediátrico com valores de comprimento de varredura de 161 mm e carga de 149 mAs/slice. Os valores de C_{VOL} e $P_{KL,CT}$ neste último foram de, respectivamente, 17,2 mGy e 265 mGy.cm. Pode-se concluir, com esse exemplo que não há critério para a seleção dos protocolos no hospital estudado.

Com o objetivo de comparar os valores estimados neste trabalho com os níveis internacionais de referência, a Tabela 5 mostra o terceiro quartil (75% da distribuição) de C_{VOL} e $P_{KL,CT}$ e os valores de referência da IAEA (2006), ICRP 102 (2007) e ARPANSA (*Australian Radiation Protection And Nuclear Safety Agency*, 2013) para cada faixa etária estudada.

Tabela 5: Valores médios, mínimos e máximos de C_{VOL} e $P_{KL,CT}$ estimados neste trabalho, comparados com valores de referência internacionais de diferentes publicações.

Idade (anos)	Parâmetros	3º quartil (este estudo)	IAEA (2006)	ICRP (2007)	ARPANSA (2013)
< 1	C_{VOL} (mGy)	22,9	30	28	30
	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)	379	270	270	470
1 a 5	C_{VOL} (mGy)	28,6	45	28	30
	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)	557	470	270	470
5 a 10	C_{VOL} (mGy)	28,6	45	43	35
	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)	537	470	465	600
10 a 15	C_{VOL} (mGy)	34,1	50	51	35
	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)	706	620	619	600

Como é possível observar nos dados apresentados na Tabela 5, os valores de C_{VOL} estimados para cada faixa etária foram inferiores aos níveis de referência. Por outro lado, os valores máximos de $P_{KL,CT}$ estimados para cada faixa etária estão muito acima dos níveis de referência estabelecidos pelas agências citadas, confirmando o uso de elevados comprimentos de varredura para todas as faixas etárias do estudo.

A Tabela 6 mostra uma comparação entre os valores médios, mínimos e máximos de C_{VOL} e $P_{KL,CT}$ com publicações recentes (VASSILEVA et al., 2015; JARVINEN et al., 2015; SANTOS et al., 2015). Pelos dados da tabela, verifica-se que os valores médios de C_{VOL} estão inferiores à literatura citada. Já os valores médios de $P_{KL,CT}$ para as faixas etárias de 1 a 5 anos e de 10 a 15 são superiores aos resultados publicados por Santos et al. (2015) e inferiores aos demais. Vassileva et al. (2015) relacionaram os altos valores de $P_{KL,CT}$ a procedimentos onde os protocolos não são relacionados com os dados do paciente e a seleção de elevados comprimentos de varredura, semelhante aos casos citados nesta pesquisa.

Tabela 6: Comparação entre os valores médios, mínimos e máximos estimados de C_{VOL} e $P_{KL,CT}$ neste trabalho com publicações recentes.

Idade (anos)	Parâmetros	Média	Mín.	Máx.	Vassileva et al. (2015)	Jarvinen et al. (2015)	Santos et al. (2015)
< 1	C_{VOL} (mGy)	18,3±5,9	9,1	28,6	26,0	23	41
	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)	301±135	118	668	439	330	492
1 a 5	C_{VOL} (mGy)	24,4±5,6	13,7	34,3	36,0	25	43
	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)	446±146	240	813	540	370	542
5 a 10	C_{VOL} (mGy)	23,7±5,3	13,7	34,3	43,0	29	44
	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)	456±147	206	823	690	460	824
10 a 15	C_{VOL} (mGy)	27,5±6,9	17,0	40,1	53,0	35	55
	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)	562±190	266	963	840	560	889

4.4 Estimativa das dose absorvidas nos órgãos

Antes de executar as simulações, foi utilizado o código de Monte Carlos do software CALDose_XCT para simular os valores de nC_{VOL} (mGy/mAs) e $nC_{a,100}$ (mGy/mAs), com o objetivo de validar as simulações em relação às medições com a câmara de ionização. Os resultados da comparação entre os valores de $nC_{VOL}/nC_{a,100}$ simulados e medidos são mostrados na Tabela 7. Observa-se que o maior desvio percentual encontrado entre os valores medidos e simulados foi de 3,9%, mostrando que os valores simulados pelo código possuem ótima concordância com os valores experimentais, demonstrando a sua adequação para a simulação deste tomógrafo.

Tabela 7: Tabela comparativa entre valores medidos e simulados de índices de kerma ar em TC para diferentes valores de tensão no tomógrafo Philips Brilliance 64.

Tensão (kV)	nC_{VOL} medido (mGy/mAs)	$nC_{a,100}$ medido (mGy/mAs)	$nC_{VOL} / nC_{a,100}$ medido	$nC_{VOL} / nC_{a,100}$ simulado	Desvio (%)
80	0,0344	0,0497	0,692	0,710	2,6%
120	0,1143	0,1529	0,748	0,767	2,5%
140	0,1698	0,2273	0,747	0,776	3,9%

Para estimar as doses absorvidas médias nos órgãos e tecidos radiosensíveis, os parâmetros de irradiação registrados e o C_{VOL} estimado para cada exame (a partir dos valores medidos com a câmara de ionização e o fantoma dosimétrico padrão) foram inseridos no serviço dosimétrico CALDose_XCT.

Como dito anteriormente, o campo de irradiação para exames de crânio utilizado pelo software estende-se do topo da cabeça até a primeira vértebra cervical, portanto, inferior à maioria dos comprimentos de varredura observados neste estudo. Vale ressaltar que o CALDose_XCT não permite modificações no campo de varredura. Por este motivo, as doses absorvidas nos órgãos que estariam fora do feixe primário de radiação se fosse utilizado o comprimento de varredura recomendado (glândulas salivares, mucosa oral, tireoide etc.) podem ter sido subestimadas nestes resultados de simulação.

Para maior fidelidade dos resultados, foram selecionados 76 pacientes com idades próximas a 0, 1, 5 e 10 anos, compatíveis com os fantasmas computacionais disponíveis para simulação no software. Os fantasmas *newborn* (recém-nascido) e de 1 ano de idade são hermafroditas, enquanto os fantasmas de 5 e 10 anos de idade possuem distinção de gênero. Para idades próximas a 5 anos, foram selecionados 12 pacientes (4 do sexo feminino e 8 do sexo masculino) e, para 10 anos, foram selecionados 21 pacientes (9 do sexo masculino e 12 do sexo feminino). Os valores médios, mínimos e máximos das doses absorvidas simuladas nos principais órgãos (mais radiosensíveis e/ou que receberam as maiores doses) são mostrados na Tabela 8.

Os valores das doses nos órgão avaliados na simulação foram maiores para os pacientes com 1 ano de idade e comparação com os demais. Isto se deve ao uso de elevados valores de carga efetiva (mAs/slice) utilizados nos exames, que foram próximos aos valores recomendados para pacientes adultos recomendados pela AAPA (2012) para a mesma marca e modelo de equipamento. Nos exames dos pacientes com 0 ano, os valores de carga eram reduzidos diretamente no console do equipamento, demonstrando uma preocupação com a pouca idade dos pacientes. Os exames realizados nos pacientes com 1 e 5 anos, não houve mudanças significativas nos protocolos pré-estabelecidos pelo fabricante.

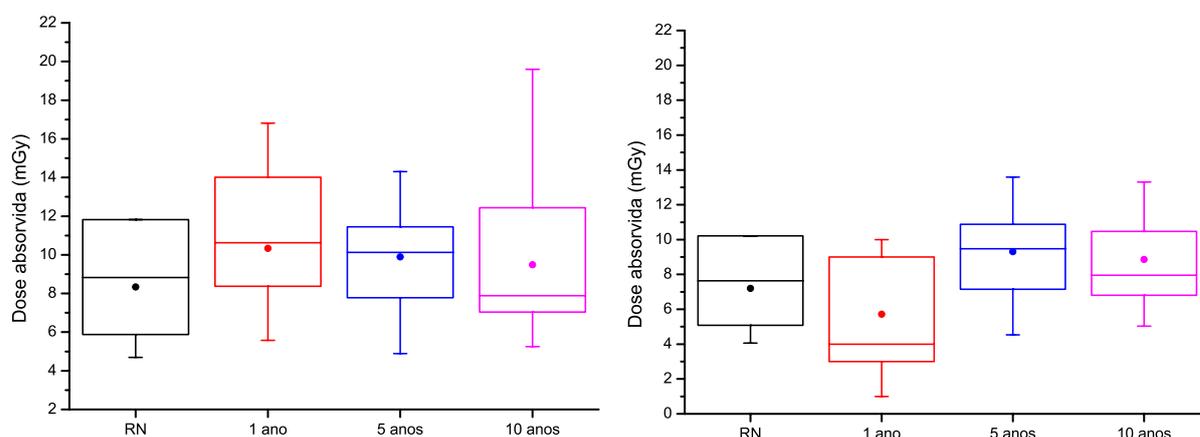
Tabela 8: Valores médios, mínimos e máximos de doses absorvidas médias simuladas em órgãos relevantes para exames tomográficos pediátricos de crânio realizados no tomógrafo Philips.

Idade (anos)	Órgãos avaliados	Média (mGy)	Min. (mGy)	Máx. (mGy)
0	Cérebro	9,6±2,4	4,7	11,8
	Olhos	7,2±2,3	4,6	10,2
	Mucosa oral	5,2±1,7	2,9	7,4
	Glândulas salivares	6,1±2,0	3,4	8,7
1 ano	Cérebro	10,3±3,1	5,6	16,8
	Olhos	11,4±3,4	6,2	18,6
	Mucosa oral	12,3±3,7	6,6	20,0
	Glândulas salivares	12,1±3,6	6,5	19,7
5 anos	Cérebro	9,8±3,1	4,9	14,3
	Olhos	9,3±3,0	4,5	13,6
	Mucosa oral	1,27±0,31	0,86	2,05
	Glândulas salivares	1,62±0,43	1,18	2,83
10 anos	Cérebro	9,5±3,5	5,2	19,6
	Olhos	8,9±2,7	5,0	13,3
	Mucosa oral	2,22±0,62	1,31	3,55
	Glândulas salivares	3,08±0,83	1,87	4,81

Feng et al. (2010) utilizaram dosímetros termoluminescentes inseridos em um fantoma antropomórfico (CIRS, modelo 750-C) representando uma criança de 5 anos de idade para estimar a dose absorvida e o risco de câncer em exames de TC pediátrico. Utilizando tensão de 100 kVp, carga de 200 mAs e comprimento de varredura de 135 mm, todos os exames de crânio pediátrico do estudo foram realizados em modo axial. Os valores das doses absorvidas estimadas pelos autores para cérebro, olhos e glândulas salivares foram, 17,91 mGy, 25,88 mGy e 22,33 mGy, respectivamente. Ao comparar com a simulação realizada neste estudo (Tabela 8), pode-se observar que houve grande diferença nas doses absorvidas. Os exames deste estudo foram simulados em modo helicoidal, o que pode justificar essas diferenças. Como discutido na pág. 44, os trabalhos publicados por Hernaltes et al. (2007) e Abedeen et al. (2010) concordam que o modo helicoidal pode reduzir a dose absorvida quando comparado com o modo axial.

A Figura 56 mostra a distribuição das doses absorvidas no cérebro e nos olhos para todas as idades simuladas. Estas distribuições, com pequenas diferenças, foram semelhantes ao que foi encontrado para os valores de C_{VOL} , discutidos anteriormente. Observa-se um aumento nas doses absorvidas no cérebro para exames efetuados em pacientes com idade próxima a 1 ano. Alguns valores simulados, neste caso, são superiores às doses absorvidas para pacientes com idade próxima a 5 anos e até 10 anos. Este fato deve-se, principalmente, à seleção inadequada da carga do tubo de raios X pelos operadores do tomógrafo, ressaltando-se que os mesmos realizam avaliação muito limitada do tamanho real do paciente ao selecionar os parâmetros.

Figura 56: Distribuição das doses absorvidas simuladas no cérebro (esquerda) e olhos (direita).



*RN = recém nascido (< 3 meses de idade).

Pelos dados mostrados na Figura 56, observa-se que a distribuição das doses absorvidas nos olhos não apresentou variação significativa entre as diferentes idades. Este fato já era esperado, uma vez que todos os exames foram realizados sem a hiperflexão da cabeça dos pacientes, o que possibilitaria aquisições utilizando a linha SOM e, conseqüentemente, reduziria as doses absorvidas nos olhos.

4.4.1 Comparação das doses absorvidas com angulação da cabeça

Para esta comparação, foi selecionado apenas dois paciente com a faixa etária de 0 e 1 ano de idade, compatíveis com os fantomas *newborn* e de 1 ano de idade. O protocolo selecionado para a simulação foi o pediátrico, com valores de C_{VOL} e incremento de 22,9 e 18 cm respectivamente, por apresentar maior incidência para todas as idades. O tomógrafo

Philips Brilliance 64 permite a angulação do gantry em até 30°, quando utilizado o modo de aquisição axial (sequencial). Como todos os exames acompanhados foram realizados utilizando o modo helicoidal, que não permite angulação do gantry, a cabeça do paciente pode ser inclinada, de modo a retirar os olhos do feixe primário de radiação.

Para simular esta condição, os fantasmas computacionais utilizados no CALDose_XCT foram angulados em 18°, com a linha de base (local do início da aquisição) posicionada na Linha Supraorbitomeatal (LSOM), ou seja, acima da região das órbitas, como mostrado na Figura 58. Os resultado da comparação são mostrados na Tabela 9.

Tabela 9: Comparação entre as simulações com 0° e 18° de inclinação nos fantasmas *newborn* e com 1 ano de idade para exames de crânio.

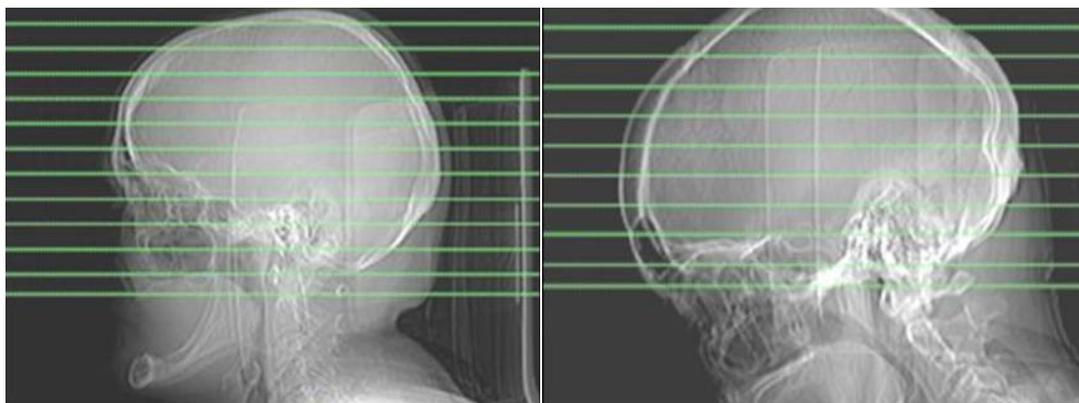
Fantoma	Órgãos	Dose absorvida (mGy)		Redução de dose (%)
		0°	18°	
<i>Newborn</i>	Cérebro	11,2±0,11%	10,9±0,08%	2,7%
	Olhos	8,9±0,85%	3,7±0,94%	58,4%
	Mucosa oral	3,6±1,86%	1,1±2,29%	69,4%
	Glândulas salivares	4,5±1,22%	1,6±1,44%	64,4%
1 ano	Cérebro	9,4±0,05%	10,5±0,05%	-11,7%
	Olhos	10,5±0,54%	3,2±0,90%	69,5%
	Mucosa oral	1,7±1,16%	0,9±1,79%	47,1%
	Glândulas salivares	2,6±0,59%	0,9±0,96%	65,4%

A comparação mostra que houve uma redução na dose absorvida na maioria dos órgãos estudados, quando a angulação de 18° na cabeça é aplicada, principalmente nos olhos e glândulas salivares. Para o fantoma *newborn*, a redução da dose nos olhos e glândulas salivares foi de 58,4% e 64,5% respectivamente e, para o fantoma com 1 ano de idade, a redução nos olhos e glândulas salivares foi de 69,5% e 65,4% respectivamente, compatível com os resultados encontrados na literatura. Isto indica que a hiperflexão da cabeça do paciente pode ser um bom método para reduzir as doses absorvidas em órgãos radiosensíveis, sem prejudicar a qualidade das imagens tomográficas.

Tan et al., (2009), demonstraram uma redução no cristalino de 81,1% aplicando método da angulação do gantry ou da cabeça do paciente durante os exames de crânio ressaltando que o método do reposicionamento (mostrado na Figura 26 pág.49) do crânio é a

melhor maneira de reduzir a dose no cristalino. Suzuki et al. (2010) também alcançaram resultados semelhantes aplicando a mesma técnica. Em seu estudo, houve uma redução de 80% no cristalino e ainda ressaltaram a importância do operador no posicionamento do paciente. Futácsi et al (2014) também constataram a eficácia no método demonstrando uma redução da dose absorvida pelo cristalino de aproximadamente 80% do valor total do C_{VOL} para os exames de crânio. Ressaltaram ainda que a angulação do gantry ou a inclinação da cabeça por si só não são suficientes, pois um planejamento adequado do exame também pode contribuir significativamente para a diminuição da dose absorvida. A Figura 57 mostra a técnica executada por Futácsi et al (2014).

Figura 57: Inclinação da cabeça em exame de crânio para a diminuição da dose absorvida pelo cristalino



Fonte: FUTÁCSI et al (2014).

Todos os trabalhos citados acima referem-se a exames realizados em pacientes adultos. Trabalhos recentes referentes a esse tema envolvendo pacientes pediátricos não foram encontrados.

5 – CONCLUSÃO

A partir dos resultados deste trabalho pode-se concluir que:

Os parâmetros de irradiação selecionados na maioria dos exames pediátricos avaliados não estão otimizados, já que foram observados valores maiores ou iguais aos parâmetros recomendados para exames em adultos. Além disso, durante a pesquisa, foi observado que os operadores do tomógrafo não participam do posicionamento do paciente, o que dificulta a seleção do protocolo específico para cada biotipo. Os protocolos pré-estabelecidos pelo fabricante do tomógrafo são modificados, aparentemente, sem qualquer critério definido, o que pode resultar em redução da qualidade da imagem ou aumento das doses absorvidas pelos pacientes.

Apesar da falta de otimização na seleção dos parâmetros de irradiação, a maioria dos valores medidos de índice volumétrico de kerma ar em TC (C_{VOL}) são menores ou iguais aos níveis de referência internacionais para exames pediátricos de TC.

Por outro lado, situação inversa ocorreu com o produto kerma ar-comprimento para exames completos de TC ($P_{KL,CT}$). A utilização de comprimentos de varredura elevados na maioria dos exames avaliados resultou em valores estimados de $P_{KL,CT}$ acima dos limites recomendados, demonstrando que não há preocupação em selecionar apenas a área de interesse diagnóstico para os exames. Esta prática pode resultar em aumento das doses absorvidas em órgãos radiosensíveis que estariam fora do feixe de radiação, como as glândulas salivares e a tireoide.

As estimativas das doses absorvidas nos órgãos utilizado o software CALDose_XCT demonstrou um aumento das doses nos exames de pacientes com 1 ano de idade, possivelmente causado pelas mudanças sem critério dos valores de carga. A simulação da inclinação da cabeça dos pacientes pediátricos para exames de crânio resultou em redução da dose absorvida pelos olhos, mucosa oral e glândulas salivares, demonstrando ser um método eficiente para otimização da proteção radiológica nestes procedimentos.

Deste modo, ressalta-se a importância de atualização para os profissionais, bem como a implementação de um programa de garantia de qualidade no serviço, com o objetivo de otimizar os procedimentos e reduzir o detrimento para os pacientes pediátricos submetidos a exames de tomografia computadorizada.

REFERÊNCIAS

ANDRADE, M. E. A. **Avaliação da qualidade de imagem e do índice volumétrico de kerma ar em tomografia computadorizada em Recife.** Dissertação (Mestrado em Ciências – Dosimetria e Instrumentação Nuclear) Universidade Federal de Pernambuco, Departamento de Energia Nuclear, 2008.

ANDRADE M. E. A., BORRÁS C., KHOURY H. J., DIAS S. K., BARROS V. S. M. **Organ Doses and Risks of Computed Tomography Examinations in Recife, Brazil.** Journal of Radiological Protection v 32 p 251 – 260, 2012.

AAPM. **The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT.** American Association of Physicists in Medicine Report 96. AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee, 2008.

AAPM. **Position Statement on the Use of Bismuth Shielding for the Purpose of Dose Reduction in CT Scanning.** American Association of Physicists in Medicine, 2012.

ARPANSA. **National diagnostic reference level fact sheet.** Australian Government, 2013.

ACR. **Computed Tomography (CT) Accreditation Program – Phantom Testing Instructions.** American College of Radiology (ACR): Reston-US, 2004. Disponível em: <http://www.acr.org/accreditation/computed/qc_forms/Phantom_Testing_Instruction_Final.aspx>. Acesso em: 31 out. 2007.

BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada.** 10° ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos: física, biologia e proteção.** 10° ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

BRUESEWITZ MR Y. L., VRIEZE T.J. **Smart mA - Automatic Exposure Control (AEC): Physics principles and practical hints.** Annual meeting of the Radiological Society of North America, 2008.

BRENNER D. J.; ELLISTON C. D.; HALL E. J.; BERDON W. E. **Estimated risk of Radiation Induced Fatal Cancer from Pediatric CT.** AJR Am J. Radiol. 176:289-296, 2001.

BRASIL. Ministério da Saude, Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica e radiodiagnóstico medico e odontológico (Portaria 453). Brasília: **Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil**, Junho/1998.

CT-EXPO V 2.2. **A Tool for Dose Evaluation in Computed Tomography, User's Guide,** 2013.

COURSEY C.; FRUSH D. P.; YOSHIZUMI T.; TONCHEVA G.; NGUYEN G.; GREENBERG S. B. **Pediatric Chest MDCT Using Tube Current Modulation: Effect on Radiation Dose With Breast Shielding.** AJR Am J. Roentgenol. 190 (1): W54-61, 2008.

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,** Revista Brasileira de Física Médica, v.4, p. 1 – 5 , 2010b.

CASSOLA, V. F. **Acoplamento dos fantomas tomográficos FAX06 e MAX06 ao código Monte Carlo GANT4.** Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Energia Nuclear, 2007. 97 folhas.

CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantomas humanos computacionais usando malhas poligonais em função da postura, massa e altura.** Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Energia Nuclear, 2011. 92 folhas.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; LIMA, V. J. M.; LIRA, C. A. B. O; KHOURY, H. J; VIEIRA, J. W.; BROWN, K. R. **Development of newborn and 1-year-old reference phantoms based on polygon mesh surfaces.** J. Radiol. Prot. 33 (2013) 669-691.

DONNELLY, L. F.; EMERY, K. H.; BRODY, A. S.; LAOR, T.; GYLYS-MORIN, V. M.; ANTON, C. G.; THOMAS, S. R.; FRUSH, D. P. **Minimizing Radiation Dose for Pediatric Body Applications of Single-Detector Helical CT: Strategies at a large Children's Hospital.** American Journal of Roentgenology. v: 176, 2001.

DE MELO L. V. J; CASSOLA V. F; KRAMER R.; OLIVEIRA L. C. A. B.; KHOURY H. J. **Developmant of 5-and 10-yar-old Phantoms Based on Polygon Mash Surfaces.** Med Phys 38 (8) 4723-4736, 2011.

FUTÁCSI, B. et al. **Dose Alertness: How to Lower Lens Dose in Standard Brain CT Scans? Our Clinical Esperience.** European Society of Radiology, 2014.

FRIEDLAND, G. W.; THURBER, B. D. **The Birth of CT.** American Journal of Roentgenology, v. 167, 1996. pp. 1365-1370.

FENG, S. T. et al. **Radiation dose and câncer risk fron pediatric CT examinations on 64 – slice CT: A phantom study.** European Journal of Radiology, EURR – 4722; No. Of Pages 5, Elsevier, 2010.

FISCHETTI, A. **Exposed: medical imaging delivers big doses of radiation.** Scientific American, 2011.

GOLDMAN, L. W. **Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality.** Journal of Nuclear medicine Technology, v. 35, 2007, pp. 213-225.

GNANNT R, WINKLEHNER A, EBERLI D, KNUTH A, FRAUENFELDER T, ALKADHI H. **Automated tube potential selection for standard chest and abdominal CT in follow-up patients with testicular cancer: comparison with fixed tube potential.** Eur Radiol. 22(9):1937-45, 2012.

HSIEH J. **Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances.** 2 ed. SPIE, Bellingham, Washington, 2009.

HUDAW.; SCALZETTI E. M.; LEVIN G. **Technique Factors and Image Quality as Functions of Patient Weight at Abdominal CT.** Radiology 217: 430-435, 2000.

HALLIBURTON S. S.; ABBARA S.; CHEN M. Y.; GENTRY R.; MAHESH M.; RAFF G. L.; SHAW L. J.; HAUSLEITER J. **Guidelines on Radiation Dose and Dose Optimization Strategies in Cardiovascular CT.** J. Cardiovasc. Comput. Tomogr. 5 (4): 198-224, 2011.

IAEA. **Dosimetry in Diagnostic Radiology:** An International Code of Practice. International Atomic Energy Agency Technical Report Series (IAEA-TRS) n. 457. Vienna, 2007. 372 p.

IAEA. **Radiation Protection in Pediatric Radiology.** International Atomic Energy Agency Safety Reports Series No. 71. Vienna, 2012.

IAEA. **Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers And Students.** International Atomic Energy Agency. Vienna, 2014.

IBGE. **Estatísticas da Saúde Assistência Médico-Sanitária.** Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Rio de Janeiro, 2009.

ICRP. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** International Commission on Radiological Protection Publication 103. Elsevier, 2007.

ICRP. **Radiological Protection in Medicine.** International Commission on Radiological Protection Publication 105, Elsevier, 2007

ICRP. **Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology.** International Commission on Radiological Protection Publication 121. Elsevier, 2013.

JARVINEN H. Et al. **Indication-Based National Diagnostic Reference Levels For Paediatric CT: A New Approach With Proposed Values.** Radiation Protection Dosimetry (2015). Vol.165, No. 1 – 4, pp. 86 – 90.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; VIEIRA, J. W.; LOUREIRO, E. C. M. **Razões entre as doses efetivas para modelos tomográficos e matemáticos em exposições internas a elétrons. Internanal Nuclear Atlantic Conference – INAC 2005.**

KALENDER, W. A. **Computed tomography: Fundamentals, System Technology, Imagy Quality, Application.** 3ND Ed. Erlangen, 2011.

LEE C.; KIM K. P.; LONG D.; FISHER R.; TIEN C.; SIMON S. L.; BOUVILLE A.; BOLCH W. E. **Organ Doses for Reference Adult Male and Female Undergoing Computed Tomography Estimated by Monte Carlo Simulations.** Med. Phys. 38 (3), 2011.

LEE C. H., GOO J. M., PARK C. M., CHUN E. J. **Radiation Dose Modulation Techniques in the Multidetector CT.** Radiographics 28(5):1451-9, 2008.

LEE, C.; LODWICK, D. **Hybrid computational phantoms of the 15-years male and female adolescent: Applications to CT organ dosimetry for patients of variable morphometry.** Med. Phys. 35 (6), 2008.

LEE, C.; LAMART, S.; MOROZ, B. **Computational lymphatic node models in pediatric and adult hybrid phantoms for radiation dosimetry.** Phys. Med. Biol. 58 (2013) N59-N82.

LISZEWSKI, A. A CT scanner designed for kids makes the procedure seem far less scary. Toyland, disponível em: <http://toyland.gizmodo.com/a-ct-scanner-designed-for-kids-makes-the-procedure-seem-1709544983>, 2015.

McCOLLOUGH, C. H.; BRUESEWITZ, M. R.; McNITT-GRAY, M. F.; BUSH, K.; RUCKDESCHEL, T.; PAYNE, J. T.; BRINK, J. A.; ZEMAN, R. K. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifacts examples, and pitfalls to avoid. **Medical Physics**, v. 31, 2004, pp. 2423-2442.

MIGLIORETTI, D. L. et al. **The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure estimated cancer risk.** JAMA Pediatr. 2013; 167(8): 700-707.

MECCA F. A. **Estudo da Qualidade da Imagem e Índices de Dose em Tomografia Computadorizada**. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear) Universidade Federal do Rio de Janeiro, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear (COPPE), 2009.

NA, Y. H. et al. **Deformable adult human phantoms for radiation protection dosimetry: anthropometric data representing size distributions of adult worker populations and software algorithms**. Phys. Med. Biol., 2010.

NOBREGA, A. I. **Tecnologia Radiológica e Diagnóstico por Imagem**. 3° ed. Vol. 3 São Caetano do Sul: Difusão Editora, 2013.

NOBREGA, A. I. **Manual de Tomografia Computadorizada**. São Paulo: Editora Atheneu/Centro Universitário São Camilo, 2005.

NEEMAN, Z.; DROMI, S. A.; SARIN S.; WOOD B. J. **CT Fluoroscopy Shielding: Decreases in Scattered Radiation for the Paciente and Operator**. J. Vasc Interv Radiol, 2006.

NCPR. **Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States**. Council on Radiation Protection and Measurements Report 160. Bethesda, Maryland, 2009.

NCI. **Radiation Risks and Pediatric Computed Tomography (CT): A Guide for Health Care Providers**. National Cancer Institute, 2012.

NAGEL H. D. **Radiation Exposure in Computed Tomography: Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology**. European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries, 2 ed. Frankfurt, 2000.

NAGEL H. D. **Guideline for Optimization of th Radiation Exposure of CT Examinations**. 2 ed., 2010.

PETERSON 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.

PAUL J. F. **Individually adapted coronary 64-slice CT angiography based on precontrast attenuation values, using different kVp and tube current settings: evaluation of image quality**. Int J Cardiovasc Imaging 27(1):53-9, 2011.

ROHEN, J. W.; YOKOSHI, C.; LUTJEN-DRECOLL, E. **Anatomia humana: atlas fotográfico de anatomia sistêmica e regional**. 6. ed. São Paulo: Manole, 2007.

PHILIPS. **Clinical Guide**. Philips Medical Systems. Cleveland Ohio, 2005.

PHILIPS. **Customer Services Clinical Education**. Philips Medical Systems. Nerderland B.V., 2008.

PHILIPS. **Philips Brilliance CT 64-Channel With Essence Technology**. Philips Medical Systems. Nerderland, 2010.

ROMANS L. E. **Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text**. Wolters Kluwer Health|Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore Maryland, 2011.

SANTOS, J.; RAINFORD, L.; FOLEY, S.; PAULO, G. **Tips and tricks in paediatric computed tomography**. **European Society of Radiology – ESR**, 2015.

SEERAM, E. **Computed Tomography: physical principles, clinical applications and quality control**. 2nd. ed. Filadélfia: W. B. Saunders, 2001, 430p.

SOCIEDADE ESPAÑOLA DE RADIOLOGIA. **Protocolo Español de Control de Calidad em Radiodiagnóstico: Revisión 1 (Aspectos técnicos)**. Madrid: Edicomplet, 2002, 164 p. Disponível em: <www.sefm.es/docs/documentos/documentocompleto.pdf>. Acesso em: 17 jan. 2007.

STRAUSS K. J.; MARILYN J. G.; SUE C. K.; DOROTHY B.; DONALD P. F.; PRISCILLA B.; GREGORY M.; MICHAEL J. C. KIMBERLY E. A. **Image Gently: Ten Steps You Can Take to Optimize Imagen Quality and Lower CT Dose for Pediatric Patients**. *AJR Am J. Radiol.* 194: 868-873, 2010.

SUZUKI, S. et al. **Lens Exposure During Brain Scans Using Multidetector Row CT Scanners: Methods For Estimation Of Lens Dose**. *American Journal of Neuroradiology – AJNR* 31, 2010.

SOBOTTA, J. **Atlas de anatomia humana**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

TAN, J. S. P. et al. **Comparison of eye lens dose on neuroimaging protocols between 16 and 64 section multidetector CT: achieving the lowest possible dose**. *AJNR* 30, p. 373-77, 2009.

TOSHIBA. **Aquilion One Pediatric Imaging**. 2014

VASSILEVA, J. et al. **A study to establish international diagnostic reference levels for pediatric computed tomography.** Radiation Protection Dosimetry, v. 165, p. 70-80, 2015.

VAN DE GRAAFF, K. M. **Anatomia humana.** 6. ed. São Paulo: Manole, 2003.

WILLIAMS, P. L. et al. **Gray anatomia.** 37. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. (2 vol.)

YEH B. M.; SHEPHERD J. A.; WANG Z.J.; SEONG T. H.; HARTMAN R.P.; **Prevrhal S. Dual-Energy and Low-kVp CT in the Abdomen.** American Journal of Roentgenology 193(1):47-54, 2009.

YEOMAN L. J.; HOWARTH L.; BRITTEN A.; COTTERILL A.; ADAM E. J. **Gantry angulation in brain CT: dosage implications, effect on posterior fossa artifacts, and current international practice.** Radiology 1992;184:113-116

XU, X. G. **An exponential growth of computational phantom reserch in radiation protection imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-yaer history.**Phys. Med. Biol. 59, (2014) R233-R302.

XU, X. G.; TARANENKO, V.; ZHANG, J.; SHI, C. **A boundary-representation method for desingning whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods – RPI-P3, -P6, and –P9.** Phys. Med. Biol., v. 52, p. 7023-44, 2007.

APENDICE A

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA DO INSTITUTO DE MEDICINA INTEGRAL PROF. FERNANDO FIGUEIRA (CEP – IMIP)

Instituto de Medicina Integral
Prof. Fernando Figueira
Escola de Pós-graduação em Saúde Materno Infantil
Instituição Civil Filantrópica



DECLARAÇÃO

Declaro que o projeto de pesquisa nº 4035 - 14 intitulado “**Dosimetria em tomografia pediátrica e otimização de protocolos de aquisição.**” apresentado pelo (a) pesquisador (a) **Mirella Carneiro Arnaud Benevides Gadelha** foi **APROVADO** pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Instituto de Medicina Integral Prof. Fernando Figueira – IMIP, em reunião ordinária de 12 de Março de 2014.

Recife, 13 de março de 2014



Dr. José Eulálio Cabral Filho
Coordenador do Comitê de Ética
em Pesquisa em Seres Humanos do
Instituto de Medicina Integral Prof. Fernando Figueira

UTILIDADE PÚBLICA MUNICIPAL - Lei. 9851 de 08/11/87
UTILIDADE PÚBLICA ESTADUAL - Lei. 5013 de 14/05/64
UTILIDADE PÚBLICA FEDERAL - Dec. 06236 de 30/07/81
INSCRIÇÃO MUNICIPAL: 05.8975-1
INSCRIÇÃO ESTADUAL - Isento
CNPJ: 10.988.301/0001-29

Rua dos Coelhos, 300 Boa Vista
Recife - PE - Brasil - CEP: 50.070-550
PABX: (81) 2122.4100
Fax: (81) 2122.4722 Cx. Postal 1393
e-mail: imip@imip.org.br
www.imip.org.br

APÊNDICE B

**RELATÓRIO DA AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA**

RELATÓRIO

AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA

Nº CT CT009-1214

1. DADOS DA INSTITUIÇÃO

Nome da Instituição: [REDACTED]

Endereço: [REDACTED]

CNPJ: [REDACTED]

2. CARACTERIZAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS

Localização: Sala de Tomografia 1

Fabricante: Philips

Modelo: Brilliance 64 n. Série: Não Informado

3. PROCEDIMENTO DE AVALIAÇÃO

A avaliação consistiu nas condições de operação do equipamento e qualidade da imagem de tomografia computadorizada, com base nas exigências da Portaria n. 453 de julho de 1998, do Ministério da Saúde.

Deslocamento longitudinal da mesa de exames

Para esta avaliação, foi utilizada uma régua milimetrada sobre a mesa de exames. A régua foi posicionada sob o indicador luminoso externo. Utilizou-se o comando de movimentação da mesa de exames para deslocar a posição marcada pela régua. O desvio entre a posição marcada e a posição da régua sob o indicador interno foi medido.

Para avaliar o deslocamento longitudinal da mesa, deslocou-se a mesa longitudinalmente em sentidos opostos (200 mm em cada sentido), comparando as distâncias indicadas no *gantry* e as distâncias medidas com a régua.

A diferença entre a distância percorrida pela mesa e o valor exibido no *gantry* não deve ser superior a 2 mm, de acordo com o Ministério da Saúde.

Alinhamento do fantoma

Para a avaliação da qualidade da imagem, foi utilizado o fantoma do Colégio Americano de Radiologia (*Gammex 464 ACR CT phantom*, nº 804882-3243), constituído por 4 módulos.

O fantoma foi posicionado sobre a mesa de exames e alinhado nos planos sagital, coronal e axial, com o auxílio dos indicadores luminosos do tomógrafo. O centro do Módulo 1 do fantoma foi tomado como a posição “zero”.

Utilizando técnica típica da instituição para exames de tórax alta resolução, efetuou-se um corte tomográfico no centro do Módulo 1 do fantoma. O fantoma possui 4 esperas de aço com 1 mm de diâmetro nas posições referentes a 3, 6, 9 e 12 horas, que devem ser visualizados como pontos brancos na imagem. Para esta visualização, utilizou-se largura de janela de 1.000 e nível de janela igual a 0.

Calibração de números TC

Efetou-se um corte, utilizando técnica para abdômen adulto, no centro do Módulo 1 do fantoma (posição zero). Com largura de janela de 400 e nível de janela de 0, colocou-se 5 regiões de interesse (ROI's) circulares, com aproximadamente 200 mm² em cada um dos cilindros visualizados na imagem.

Cada cilindro é composto por um material e foram medidos os números TC médios em cada uma das 5 ROI's, comparando-os com a referência fornecida com o fantoma.

Em seguida, comparou-se a variação do nº TC na água com diferentes espessuras de corte nas imagens reconstruídas e diferentes valores de tensão do tubo. Foram selecionadas outras espessuras de reconstrução e outros valores de kV e o nº TC médio foi medido com uma ROI circular na região correspondente à água.

Espessura de corte

Para a avaliação da espessura nominal de reconstrução, foram utilizadas as mesmas imagens geradas nos testes do item anterior. Nestas imagens, são observadas barras centrais, entre os cilindros, as quais equivalem a duas rampas inclinadas de barras de alumínio, presentes no interior do fantoma.

Neste teste, são contadas as barras superiores e inferiores. Cada barra representa 0,5 mm de espessura de reconstrução da imagem. O limite máximo aceitável é de diferenças $\leq 1,5$ mm entre a espessura selecionada e a espessura medida.

Resolução de baixo contraste

Na avaliação da resolução de baixo contraste, foram utilizados parâmetros típicos para exames de abdômen em um corte no centro do Módulo 2 (40 mm superior à localização do centro do Módulo 1).

Na imagem resultante (com largura e nível de janela de 100), fez-se uma ROI circular de 100 mm² no centro de um cilindro (com 25 cm de diâmetro) na região superior do fantoma. Outra ROI foi posicionada abaixo e à esquerda deste cilindro e os valores médios de n° CT foram medidos.

Nesta seção do fantoma, há grupos de 4 cilindros com os seguintes diâmetros: 2, 3, 4, 5 e 6 mm. Devem ser visualizados ao menos 4 cilindros do mesmo tamanho, para que sejam registrados. A tolerância é de que pelo menos os cilindros de 6 mm sejam observados.

Uniformidade de números TC

O módulo 3 do fantoma ACR TC foi irradiado com parâmetros típicos para exames de abdômen. Nas imagens adquiridas (visualizadas com largura de janela de 100 e nível de 0), foram selecionadas quatro regiões de interesse (ROIs) circulares de aproximadamente 400 mm² na periferia e uma no centro das imagens obtidas. Observou-se também se a imagem exibia artefatos, como anéis e riscos.

Uniformidade relaciona-se à exigência do n° TC de cada *pixel* na imagem de um objeto homogêneo de ser o mesmo dentro de limites estreitos sobre várias regiões do objeto. A uniformidade do n° TC deve sempre estar dentro de 0±5 HU (nidades hounsfield), para água. A uniformidade é calculada por:

$$U = TC_{per} - TC_{central}$$

Onde: - U é a uniformidade do n° TC;

- TC_{per} é o valor médio do n° TC de cada uma das ROI's na periferia do fantoma;

- $TC_{central}$ é o valor médio do n° TC na ROI central.

Ruído da imagem

A medição do ruído utiliza os mesmos parâmetros selecionados na avaliação da uniformidade dos números TC. O ruído é o desvio-padrão dos números TC medidos em uma ROI circular (de 400 mm²) no centro da imagem.

Resolução espacial de alto contraste

Usando técnica para exames de abdômen adulto e tórax alta-resolução, foram adquiridas imagens do centro do Módulo 4 do fantoma (posição 120 mm superior ao Módulo 1). A imagem foi visualizada com largura de janela de 100 e nível de janela em torno de 1.100.

Esta seção do fantoma possui padrões de barras, que representam frequências espaciais correspondendo a 4 a 12 pares de linhas por centímetro (pl/cm). Devem ser visualizados os padrões correspondentes a, no mínimo, 5 pl/cm.

Índice de kerma ar em TC (no ar) – $C_{a,100}$

Para medida do $C_{a,100}$, foi utilizada uma câmara de ionização lápis (PTW, modelo 30009 - 516), acoplada a um eletrômetro PTW, modelo Unidos E, certificado de calibração nº 0623RX/0814. A câmara foi posicionada no centro do *gantry* e foi efetuado um corte tomográfico (em modo axial) e registrado o produto kerma ar-comprimento, fornecido pela câmara. A medida foi repetida mais duas vezes.

O valor médio obtido é corrigido pelo fator de calibração da câmara (C) e pelo fator de correção de temperatura e pressão (K_{TP}). O $C_{a,100}$ é calculado da seguinte forma:

$$C_{a,100} = \frac{L}{NT} R$$

onde L é o comprimento ativo da câmara (100 mm), N é o número de cortes por rotação, T é a espessura de corte e R é a leitura média corrigida (efetuada com a câmara). O valor obtido é dividido pelo produto corrente pelo tempo (mAs), resultando no rendimento do tubo, denominado índice normalizado de kerma ar em TC (${}_n C_{a,100}$).

O valor obtido deve ser utilizado para comparação com os testes de aceitação e com medidas futuras, a fim de se alterar os parâmetros de aquisição com base em flutuações do rendimento.

4. RESULTADOS

Abaixo são apresentados os resultados de todos os testes de qualidade efetuados para o tomógrafo.

Deslocamento longitudinal da mesa de exames

A maior diferença entre a distância percorrida pela mesa de exames visualizada no *gantry* e a distância medida na régua foi de **0,0 mm**. Deste modo, o equipamento encontra-se **ADEQUADO**, de acordo com os limites estabelecidos pelo Ministério da Saúde.

Alinhamento do fantoma

Foi possível visualizar as quatro esferas de aço e as barras para avaliação de espessura de corte, portanto o alinhamento foi considerado **adequado**.

Calibração de números TC

Os números TC resultantes das medidas em cada um dos cilindros, bem como a referência e a condição do tomógrafo referente a este teste estão dispostos na Tabela 2.

Tabela 2: Resultado do teste de calibração do nº CT.

Material	Nº TC médio (HU)	Tolerância (HU)	Avaliação
Polietileno	-93,8	-107 a -87	ADEQUADO
Água	-3,9	-7 a +7	ADEQUADO
Acrílico	113,9	110 a 130	ADEQUADO
“Osso”	862,6	850 a 970	ADEQUADO
Ar	-977,6	-1.005 a -970	ADEQUADO

Espessura de corte

Os valores medidos de espessura irradiada de corte são mostrados na Tabela 3. Os valores de espessura estão dentro do intervalo permitido e, portanto, o equipamento está **ADEQUADO**.

Tabela 3: Resultados da avaliação da espessura de corte.

Espessura selecionada	Espessura (rampa superior)	Espessura (rampa inferior)	Avaliação
2,00	2,5	2,5	ADEQUADO

Resolução de baixo contraste

Os números CT médios medidos nas ROI's, o contraste resultante e o diâmetro dos menores cilindros visualizados são mostrados na Tabela 4.

Tabela 4: Resultados da avaliação da resolução de baixo contraste.

Parâmetro	Contraste (HU)	Cilindros visualizados	Avaliação
Abdômen	6,2	6	ADEQUADO

Uniformidade

A uniformidade foi medida em ROI's periféricas e centrais, usando as técnicas para cérebro e abdômen adulto (valores na Tabela 5). Para o cálculo, utilizou-se o valor médio da ROI periférica com o maior desvio em relação à região central.

Tabela 5: Valores de uniformidade de n° TC.

Posição da ROI	N° TC médio (HU)	Uniformidade	Avaliação
Centro	-4,7	-	-
3 horas	-3,9	0,8	ADEQUADO
6 horas	-4,0	0,7	ADEQUADO
9 horas	-4,8	0,1	ADEQUADO
12 horas	-3,5	1,2	ADEQUADO

Ruído da imagem

Não foi possível calcular o ruído da imagem, porque o equipamento não informa o desvio-padrão dos números TC em uma região de interesse.

Resolução espacial de alto contraste

Utilizando a técnica para abdômen adulto, foram visualizados os padrões de barras e espaços representando **6 pl/cm**, estando, portanto, **ADEQUADO**.

Utilizando a técnica para tórax alta-resolução, foram visualizados os padrões de barras e espaços representando **6 pl/cm**, estando, portanto, **ADEQUADO**.

Índice de kerma ar em TC – $C_{a,100}$

A leitura média obtida com a câmara de ionização, bem como o valor calculado de $C_{a,100}$, corrigido para a temperatura e pressão durante as medidas, é mostrado na Tabela 6. O valor obtido deve ser utilizado para comparação com os testes de aceitação e com medidas futuras, a fim de se alterar os parâmetros de aquisição com base em flutuações do rendimento.

Tabela 6: Valores de $C_{a,100}$ medidos no equipamento.

Parâmetro	Resultados
Temperatura (°C)	20,7
Pressão (kPa)	101,3
Tensão (kV)	120
Corrente (mA)	267
Tempo (s)	0,75
Colimação (mm)	64*0,625
Leitura média (mGy.cm)	1,68
$C_{a,100}$ (mGy)	30,57
${}_n C_{a,100}$ (mGy/mAs)	0,153

5. CONCLUSÃO

A avaliação do funcionamento do tomógrafo mostrou que o equipamento está em conformidade com as exigências do Ministério da Saúde.

Recomenda-se a repetição destes testes no prazo máximo de um ano.

Recife, 1 de dezembro de 2014.