

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

DÉBORA REGINA BONFLEUR

**OTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS PEDIÁTRICOS DE CRÂNIO:
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM HOSPITAL
UNIVERSITÁRIO DE GRANDE PORTE**

CURITIBA

2022

DÉBORA REGINA BONFLEUR

**OTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS PEDIÁTRICOS DE CRÂNIO:
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM HOSPITAL
UNIVERSITÁRIO DE GRANDE PORTE**

**OPTIMIZATION OF PEDIATRIC SKULL PROTOCOLS: COMPUTED
TOMOGRAPHY IN LARGE UNIVERSITY HOSPITAL**

Trabalho de Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do título de “Mestre em Ciências”, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador (a): Prof. Dra. Danielle Filipov Pereira.

Coorientador (a): Prof. Dra. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez.

CURITIBA

2022



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta licença permite download e compartilhamento do trabalho desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es), sem a possibilidade de alterá-lo ou utilizá-lo para fins comerciais. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba



DEBORA REGINA BONFLEUR

**OTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS PEDIÁTRICOS DE CRÂNIO: TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA EM HOSPITAL UNIVERSITÁRIO DE GRANDE PORTE**

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Física Médica.

Data de aprovação: 06 de Abril de 2022

Profa. Dra. Danielle Filipov Pereira, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin, Doutorado - Instituto de Pesquisa Pele Pequeno Principe - Ipppp

Profa. Dra. Rosangela Requi Jakubiak, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 06/04/2022.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pelas inúmeras vitórias, pela presença em toda a minha vida, mesmo que em alguns momentos eu não tivesse essa percepção: “Pode chorar, você merece a felicidade que lutou para ter”.

Agradeço a mim mesma, pela coragem de retornar à vida acadêmica, por estudar, enfrentando dúvidas, medos, noites sem dormir, também a pandemia de COVID. Ao meu cachorrinho Hachiko, que esteve “sempre ao meu lado”.

Agradeço aos meus pais, Armando Bonfleur e Fátima Bonfleur que ensinaram com muito amor, o quão importante é trabalhar e buscar conhecimento. Aos meus irmãos Eloana e Paulo, pelos finais de semana de descontração neste período.

Agradeço ao Mickael Montanher que me apoiou nos momentos mais críticos e desafiantes, sempre disposto a me auxiliar, principalmente nas disciplinas de cálculo.

Agradeço a orientadora Prof. Dra. Danielle Filipov Pereira e a coorientadora Prof. Dra. Anna Luiza Malthez, pela dedicação, por sempre prontamente esclarecerem minhas dúvidas.

Agradeço a física médica Jéssica Villa Real, pelo apoio, preciosos ensinamentos, incentivo e amizade além dos trabalhos acadêmicos.

Ao físico médico Renato Bocamino Doro, que sempre auxiliou direta e indiretamente no desenvolvimento deste trabalho.

Ao técnico em radiologia Ingomar Busarello, e ao médico radiologista Alfredo Wallbach, que me ensinaram os princípios técnicos da área da radiologia médica.

A equipe de médicos radiologistas do hospital de grande porte, que analisaram as imagens dos protocolos otimizados.

Aos professores do PPGEb, em especial professor Bertoldo Schneider Júnior, pela excelência em ensinar matemática.

Enfim, a todos os amigos incentivadores, que por algum motivo contribuíram para a realização desta pesquisa.

RESUMO

BONFLEUR, Débora Regina. **Otimização dos Protocolos Pediátricos de Crânio: Tomografia Computadorizada em Hospital Universitário de Grande Porte**. 2022. 107 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2022. Área de concentração: Física Médica.

A tomografia computadorizada (TC) é um método de diagnóstico por imagem com altas doses de radiação ionizante entregue ao paciente. No caso de pacientes pediátricos, a preocupação com as doses de radiação é maior, devido à grande expectativa de vida e ao fato de eles serem mais radiosensíveis que adultos. Sendo assim, optou-se por realizar o estudo com pacientes pediátricos, de 0 a 12 anos, subdivididos em protocolos de 0 a 2 anos, 3 a 5 anos e 6 a 12 anos, todos submetidos a exames de TC de crânio. O objetivo deste trabalho é apresentar um processo de otimização de protocolos de crânio pediátrico em TC, para as faixas etárias mencionadas, avaliando-se parâmetros de aquisição de imagem e diminuição de dose, sem perda na qualidade das imagens. Foram verificados o índice $CTDI_{vol}$ e DLP em quinze amostras de cada protocolo de exames de crânio, assim como parâmetros de aquisição das imagens. A partir destes dados, foram desenvolvidos protocolos experimentais e analisaram-se as razões contraste-ruído das imagens produzidas e utilizou-se como métrica de qualidade a figura de mérito (FOM – Figure of Merit) para análise da qualidade em comparação com os níveis de $CTDI_{vol}$ e DLP. Concluiu-se que, embora o índice de dose nos protocolos atuais, estejam condizentes com a recomendação das legislações internacionais, foi possível reduzir o índice de $CTDI_{vol}$ e DLP, nos três protocolos estudados – ou seja, uma redução do $CTDI_{vol}$ de 10,5% no protocolo de 0 a 2 anos, 33% no protocolo de 3 a 6 anos, e 16% no protocolo de 6 a 12 anos. Já o DLP foi reduzido em 14%, 41% e 25%, respectivamente, para as 3 faixas etárias, em relação aos protocolos utilizados previamente. Com relação à FOM, verificou-se aumento de qualidade, conforme a FOM, de 6%, 19%, 43%, respectivamente, para as três faixas etárias.

Palavras-chave: Otimização. Tomografia Computadorizada Pediátrica. Qualidade de Imagem. Figura de Mérito.

ABSTRACT

BONFLEUR, Débora Regina. **Optimization of Pediatric Skull Protocols: Computed Tomography in Large University Hospital**. 107 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) - Federal Technology University - Paraná. Curitiba, 2022

Computed tomography (CT) is a diagnostic imaging method with high doses of ionizing radiation delivered to the patient. In the case of pediatric patients, the concern with radiation doses is greater, due to the long-life expectancy and the fact that they are more radiosensitive than adults. Therefore, it was decided to carry out the study with pediatric patients, aged 0 to 12 years, subdivided into protocols from 0 to 2 years, 3 to 5 years and 6 to 12 years, all of whom underwent CT scans of skull. The objective of this work is to present a process of optimization of pediatric cranial CT protocols, for the mentioned age groups, evaluating image acquisition parameters and dose reduction, without loss of image quality. The $CTDI_{vol}$ and DLP index were verified in fifteen samples of each skull exam protocol, as well as image acquisition parameters. From these data, experimental protocols were developed, and the contrast-noise ratios of the images produced were analyzed and the figure of merit (FOM) was used as a quality metric to analyze the quality in comparison with the levels of $CTDI_{vol}$ and DLP. It was concluded that, although the dose index in the current protocols is consistent with the recommendation of international legislation, it was possible to reduce the $CTDI_{vol}$ and DLP index, in the three protocols studied - that is, a reduction of $CTDI_{vol}$ of 10.5% in the protocol from 0 to 2 years, 33% in the protocol from 3 to 6 years, and 16% in the protocols from 6 to 12 years. The DLP was reduced by 14%, 41% and 25%, respectively, for the 3 age groups, in relation to the protocols previously used. Regarding the FOM, there was an increase in quality, according to the FOM, of 6%, 19%, 43%, respectively, for the three age groups.

Keywords: Optimization. Pediatric Computed Tomography. Image quality. Figure of Merit.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Evolução dos equipamentos de TC	19
Figura 2 - TC helicoidal, rotação contínua do tubo, simultaneamente ao movimento da mesa no eixo z	20
Figura 3 - Aquisição um detector/corte único (a) e multidetectores/multicorte (b).....	20
Figura 4 - Parte interna do <i>gantry</i> , onde estão localizados diversos componentes, entre eles a ampola de raios x, o colimador e os detectores.....	22
Figura 5 - <i>Gantry</i> e mesa de exames	22
Figura 6 - Consoles de aquisição e reconstruções.....	23
Figura 7 – Exemplo de variação do <i>pitch</i> para equipamentos <i>multislice</i> 4 cortes: <i>Pitch</i> = 1 (a), <i>Pitch</i> = 1,25 (b), <i>Pitch</i> = 1,5 (c).	25
Figura 8 – Representação das geometrias 64 detectores de diferentes fabricantes.	26
Figura 9 – Formação da Imagem	27
Figura 10 - Formação da imagem com uma matriz volumétrica composta por <i>voxels</i> e <i>pixels</i> , representando diferentes coeficientes de atenuação	28
Figura 11 - Representação dos valores de HU e variação de tons de cinza, conforme atenuação de cada órgão e tecido	28
Figura 12 - Exemplo de medição com ROI posicionada em diferentes tecidos no objeto simulador para levantamento do sinal (mean), ruído (Sd) e área (mm)	30
Figura 13 – Representação do perfil de dose perpendicular ao plano de varredura, em um único corte.....	32
Figura 14 – Objeto simulador 16 cm para crânio e 32 cm para corpo, posicionado com a câmara de ionização no centro do <i>gantry</i>	33
Figura 15 – Representação gráfica do objeto simulador e câmara de ionização tipo lápis.....	34
Figura 16 – Esquema da inclinação do <i>gantry</i> quando possível e utilização do escudo de bismuto posicionado nos olhos	43
Quadro 1 - Relação de artigos selecionados para leitura.....	46
Quadro 2 - Relação dos artigos selecionados para leitura, que abordam a relação da redução de dose com a FOM.....	50
Figura 17- Materias inseridos no objeto simulador e suas correspondentes HU.....	52
Figura 18 – Objeto simulador utilizado para análise da qualidade nas imagens adquiridas.....	53
Figura 19 - Imagem à esquerda: simulador com 16 cm de diâmetro voltado para o <i>gantry</i> . Imagem à direita: câmara de ionização e eletrômetro acoplado	55
Figura 20 – TC e objeto simulador PMMA posicionado na mesa de exames	55
Figura 21 – Representação das informações disponíveis após a realização dos exames.....	57
Figura 22- Dados dosimétricos acessíveis antes da exposição do paciente.....	58
Figura 23 – Objeto simulador posicionado para aquisição das imagens dos protocolos experimentais	59

Figura 24 – Representação do levantamento do sinal e do ruído em duas estruturas60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Fatores de conversão para diferentes regiões do corpo e diferentes faixas etárias	35
Tabela 2 - Comparação entre as nomenclaturas utilizadas para dosimetria em TC .	36
Tabela 3 - Valores representativos de dose média em TC no Brasil.....	39
Tabela 4 - Parâmetros de conversão helicoidal- axial 1 corte	56
Tabela 5 - Parâmetros de aquisição das imagens utilizados nos protocolos de rotina no serviço de TC	60
Tabela 6 - Parâmetros de aquisição nas sugestões de protocolo de 0 a 2 anos	61
Tabela 7 - Dados obtidos com a ROI para a análise da RCR nos protocolos sugestivos em comparação com o atual (faixa etária de 0-2 anos).....	61
Tabela 8 - Parâmetros alterados para o protocolo sugestivo 5 em comparação com o atual	62
Tabela 9 - Dados obtidos com a ROI para a análise da RCR no protocolo sugestivo em comparação com o atual (faixa etária de 3-5 anos)	62
Tabela 10 - Parâmetros alterados para o protocolo sugestivo 6 em comparação com o atual	63
Tabela 11 - Dados obtidos com a ROI para a análise da RCR no protocolo sugestivo em comparação com o atual (faixa etária de 6-12 anos)	63
Tabela 12 - Resultado do teste de acurácia	64
Tabela 13 - Dados dosimétricos observados nos protocolos antes da aquisição ou exposição do objeto simulador	64
Tabela 14 - Valores de DLP em mGy.cm observados nos protocolos após a realização do exame	65
Tabela 15 - Dados dosimétricos nos protocolos otimizados observados no console antes da exposição do objeto simulador, considerando o valor de $CTDI_{vol}$ e o valor da média de DLP observados no relatório DICOM nos protocolos atuais.....	66
Tabela 16 - Resultado do $CTDI_{vol}$ e DLP nas diferentes sugestões de protocolo 0 a 2 anos	66
Tabela 17 - Relação do $CTDI_{vol}$ com o fator qualidade no estudo de 0 a 2 anos	67
Tabela 18 - Relação do $CTDI_{vol}$ com o fator qualidade no estudo de 3 a 5 anos	67
Tabela 19 - Relação do $CTDI_{vol}$ com o fator qualidade no estudo de 6 a 12 anos	68
Tabela 20 - Comparação entre os $CTDI_{vol}$	68
Tabela 21 - Comparação dos índices de dose obtidos pela literatura com os do presente estudo.....	69

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

AAPM	Associação Americana de Físicos em Medicina (<i>The American Association of Physicists in Medicine</i>)
ALARA	“Tão baixo quanto razoavelmente exequível” (<i>As Low Reasonably Achievable</i>)
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CTDI	Índice de Tomografia Computadorizada no ar (<i>Computed Tomography Dose Index</i>)
CTDI _{vol}	Índice de Tomografia Computadorizada volumétrico
CTDI _w	Índice de Tomografia Computadorizada ponderado
CTDI ₁₀₀	Índice de Tomografia Computadorizada para comprimento de 100 mm
DLP	Produto Comprimento Dose (<i>Dose-length product</i>)
DICOM	Imagem Digital e Comunicação em Medicina (<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>)
DRL's	Níveis de referência de diagnóstico (<i>Diagnostic Reference Levels</i>)
E	Dose Efetiva
FOM	Figura de Mérito (<i>Figure of Merit</i>)
FOV	Campo de Visão (<i>Field of View</i>)
HU	Unidades Hounsfield (<i>Hounsfield units</i>)
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica (<i>International Atomic Energy Agency</i>)
ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>)
IEC	Comissão Eletrotécnica Internacional (<i>International Electrotechnical Commission</i>)
IN	Instrução Normativa
IOT	Organização Internacional do Trabalho (<i>International Labor Organization</i>)
IRPA	Associação Internacional de Proteção Radiológica (<i>International Radiological Protection Association</i>)
Mean	Média de valor de <i>pixel</i> na ROI selecionada
MDCT	Tomografia Computadorizada Multidetector (<i>Multidetector Computed Tomography</i>)
mGy	Miligray
NN	Norma Nacional
NRPB	Conselho Nacional de Proteção Radiológica (<i>National Radiological Protection Board</i>)
OMS	Organização Mundial da Saúde

PACs	Sistema de arquivamento e comunicação de imagens (<i>Picture Archiving and Communication System</i>)
PMMA	Polimetilmetacrilato
Q	Fator de Qualidade
RCR	Razão Contraste-Ruído
RDC	Resolução de Diretoria Colegiada
RSR	Razão Sinal-Ruído
ROI	Região de Interesse (<i>Region of Interest</i>)
Sd	Desvio padrão (<i>Standart Deviation</i>)
SDCT	Tomografia Computadorizada de Detector Único (<i>Single Detector Computed Tomography</i>)
SSDE	Estimativas de Dose Específicas de Tamanho (<i>Size Specific Dose Estimates</i>)
TC	Tomografia Computadorizada
UNSCEAR	Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation)
UNEP	Programa das Nações Unidas para o Ambiente (<i>United Nations Environment Program</i>)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 OBJETIVOS	16
1.1.1 Objetivo Geral	16
1.1.2 Objetivos Específicos	16
1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	16
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1 DESCOBERTA DOS RAIOS X E EVOLUÇÃO DA TC	18
2.2 ELEMENTOS BÁSICOS DA TC.....	21
2.2.1 Parâmetros técnicos de aquisição.....	23
2.2.1.1 Tensão de operação do tubo.....	23
2.2.1.2 Corrente do tubo	24
2.2.1.3 Produto corrente pelo tempo de rotação do tubo	24
2.2.1.4 Tempo de Rotação do tubo	24
2.2.1.5 Fator <i>Pitch</i>	25
2.2.1.6 FOV – <i>Field of View</i>	25
2.2.1.7 Espessura de corte e configuração do detector	26
2.2.2 Formação da Imagem na TC.....	26
2.2.3 Fatores de Qualidade em TC	29
2.3 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS EM TC.....	31
2.3.1 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada – CTDI.....	32
2.3.2 Índice de Dose em TC – CTDI ₁₀₀	33
2.3.3 Índice de Dose em TC ponderado - CTDI _{w,ponderado}	34
2.3.4 Índice de Dose em TC volumétrico – CTDI _{vol}	34
2.3.5 Produto Comprimento-Dose – DLP	35
2.3.6 Nomenclaturas das Grandezas Dosimétricas em TC.....	36
2.4 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	38
2.4.1 Princípios Básicos de Proteção Radiológica no Brasil	39
2.4.2 Níveis de Referência Diagnóstica	40
2.4.3 Proteção Radiológica em Pediatria	42
2.4.4 Efeitos Biológicos no Radiodiagnóstico.....	43
2.5 LEVANTAMENTO BIBLIOGRÁFICO	45
3 MATERIAIS E MÉTODOS	52
3.1 AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DO CTDI _{VOL} – PRIMEIRA ETAPA DO ESTUDO.....	54
3.1.1 Materiais teste de acurácia	54
3.1.2 Método Para Avaliação de Acurácia CTDI _{vol}	56
3.2 COLETA DE DADOS NOS RELATÓRIOS DICOM – SEGUNDA ETAPA DO ESTUDO	57
3.3 ENSAIO DOS PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS – TERCEIRA ETAPA DO ESTUDO	58

3.3.1 Estudo do protocolo de 0 a 2 anos	61
3.3.2 Estudo do protocolo de 3 a 5 anos	62
3.3.3 Estudo do protocolo de 6 a 12 anos	62
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	64
4.1 RESULTADO DO TESTE DE ACURÁCIA.....	64
4.2 RESULTADO DAS AMOSTRAS NO RELATÓRIO DICOM.....	64
4.3 RESULTADO DOS ÍNDICES DE DOSE NOS PROTOCOLOS ESTUDADOS.....	65
4.4 RESULTADO NO PROTOCOLO DE 0 A 2 ANOS	66
4.5 RESULTADO NO PROTOCOLO DE 3 A 5 ANOS	67
4.6 RESULTADO NO PROTOCOLO DE 6 A 12 ANOS	68
4.7 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS COM A LITERATURA	68
5 CONCLUSÕES	72
REFERÊNCIAS.....	74
APÊNDICE A - Artigo Publicado em 2021	82
ANEXO A - Parecer de Aprovação do CEP	87
ANEXO B - Documento AAPM parâmetros sugeridos: equipamento Toshiba.....	94
ANEXO C - Instrução Normativa N° 93, De 27 de Maio de 2021	96
ANEXO D - Certificado de Calibração Câmara de Ionização	101

1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) é um método diagnóstico que utiliza a radiação ionizante no processo de formação das imagens (SANTOS, NACIF, 2007; BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015). A formação das imagens acontece devido à atenuação da radiação nos órgãos e tecidos. Considerando os coeficientes de atenuação das diferentes estruturas anatômicas, os *softwares* dos equipamentos de tomografia computadorizada utilizam modelos matemáticos para conversão de *pixels* e *voxels* em imagens, sendo o *pixel* (*picture element*) a representação bidimensional de um volume de tecido correspondente e o *voxel* (*volume element*) a representação tridimensional considerando o tamanho do pixel e a espessura do corte em TC (BUSHONG, 2010). Estas imagens se apresentam em diferentes tons de cinza, variando do branco (tecido ósseo) ao preto (ar) (MOURÃO, 2015; BUSHONG, 2010), sendo que os níveis de densidade de cada órgão e tecido do corpo humano são medidos em Unidades Hounsfield ou número de TC (HOFER, 2005; BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015).

A TC é considerada uma modalidade de exames mais solicitada para diagnóstico de diversas patologias, porém as doses absorvidas nesses exames são consideravelmente maiores em comparação a outros métodos diagnósticos que utilizam a radiação ionizante (PEARCE *et al.*, 2012; MCCOLLOUGH *et al.*, 2015).

Embora haja benefícios dessa modalidade diagnóstica, como a não sobreposição de tecidos adjacentes, existe uma preocupação constante com relação à dose de radiação absorvida pelos pacientes submetidos ao exame. A frequência dos exames de TC e a variedade destes exames está aumentando em todo o mundo (ICRP 87, 2000). “O número de tomografias computadorizadas, tanto instalações como exames, cresceram consideravelmente na última década, estimando-se um aumento de 10% ao ano” (AWAD *et al.*, 2020).

Para que os exames sejam realizados com segurança radiológica e qualidade diagnóstica, é necessário atentar-se aos princípios de proteção radiológica. Um deles é o da otimização, que se baseia no conceito ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), que significa “tão baixo quanto razoavelmente exequível”. Este princípio se refere à realização de um exame radiológico com o mínimo de dose possível, mantendo a qualidade diagnóstica (ICRU, 2012; AWAD *et al.*, 2020; BRASIL, 2022). Outro princípio básico é a justificação, que estabelece que nenhuma prática deve ser

autorizada a menos que produza suficiente benefício para o indivíduo exposto, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado (BRASIL, 2022).

Mesmo obedecendo-se os princípios de proteção radiológica, por vezes a exposição médica às radiações ionizantes se faz necessária. Essa exposição pediátrica é um dos fatores de risco para o câncer infantil. As mudanças do DNA (ácido desoxirribonucleico) devido à exposição podem ser um indicador no processo de formação do câncer (carcinogênese). Pacientes pediátricos submetidos à tomografia de crânio, por exemplo, requerem atenção especial, principalmente, devido à alta radiosensibilidade dos tecidos em formação nos indivíduos desta faixa etária, como também sua expectativa de vida mais longa, potencializando o desenvolvimento de câncer induzido no decorrer da vida (BRENNER *et al.*, 2001; PEARCE *et al.*, 2012; OKUNO, 2018; ABORISADE *et al.*, 2019).

No método de tomografia computadorizada, para podermos controlar as exposições aos pacientes, nos baseamos nas grandezas índice de dose em tomografia computadorizada, *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) e produto dose-comprimento, *Dose-Length Product* (DLP). Essas grandezas são utilizadas para levantamentos de índice de dose, possibilitando a análise dos níveis de referência diagnóstica, *Diagnostic Reference Levels* – DRL. Os DRL's são utilizados como nível de investigação, uma ferramenta para garantia da qualidade, tendo como objetivo evitar a exposição dos indivíduos a doses superiores às necessárias para diagnóstico médico (ICRU, 2012; JORMADA, SILVA, 2013).

Quando nos referimos à qualidade de imagem em tomografia computadorizada, consideramos fatores como ruído, contraste e resolução espacial. A qualidade da imagem pode ser caracterizada considerando a razão contraste-ruído (RCR), a razão sinal-ruído (RSR) e a resolução espacial. A melhor relação entre estes fatores com a menor dose caracteriza uma melhor qualidade da imagem (BUSHONG, 2010; ICRU, 2012; BUSHBERG *et al.*, 2012). O fator qualidade pode ser avaliado através da métrica chamada Figura de Mérito (FOM), que relaciona um dos fatores de qualidade como RSR ou RCR com um dos referenciais de dose (STROCCHI *et al.*, 2009; CHANG *et al.*, 2017; PACE, BORG, 2018).

O processo de otimização, além da redução da dose entregue ao paciente, visa também a conservação da qualidade nas imagens médicas, assegurando um diagnóstico confiável.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo principal deste estudo foi otimizar os protocolos de tomografia computadorizada de crânio pediátrico, sem perda na qualidade diagnóstica das imagens.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Apresentar o processo de otimização de protocolos de crânio pediátrico em TC, avaliando parâmetros de aquisição, qualidade de imagem e dose.
- Comparar os relatórios de índice de dose com os recomendados por órgãos de proteção radiológica.
- Propor a implementação dos protocolos otimizados, na rotina do serviço de TC no hospital universitário de grande porte.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O estudo está organizado em cinco capítulos. O primeiro contém a introdução, que resume os temas abordados no decorrer do texto e a importância destes temas no desenvolvimento da pesquisa, assim como os objetivos gerais e específicos.

No segundo capítulo, foi estruturada a fundamentação teórica, que aborda a descoberta dos raios X junto com a evolução dos equipamentos de TC, elementos básicos de funcionamento destes equipamentos, parâmetros de aquisição e as grandezas dosimétricas que são utilizadas nos estudos de dose nos exames de TC. Ainda no segundo capítulo, foram abordados os princípios de proteção radiológica, mencionando órgãos nacionais e internacionais que dispõem de diversos documentos e recomendações que priorizam estratégias de redução da dose em exames no radiodiagnóstico. Para finalizar a fundamentação teórica, foi realizado o levantamento bibliográfico sobre o tema otimização e redução de dose em exames de TC, seguindo de breve discussão sobre os artigos selecionados e apontamento do estado da arte.

O capítulo três, contém a metodologia do presente trabalho, desde a realização do teste de acurácia do $CTDI_{vol}$, assim como o levantamento retrospectivo do $CTDI_{vol}$ e DLP nos exames de crânio pediátrico descritos no sistema de armazenamento de imagem digital e comunicação em medicina conhecido como DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Também foi apresentada a elaboração dos protocolos experimentais para as três faixas etárias estudadas e a relação da dose com a qualidade.

No capítulo quatro, foram apresentados os resultados do estudo, após análise das combinações dos parâmetros de aquisição que diminuíram a dose de radiação, considerando-se a figura de mérito para validar a qualidade diagnóstica das imagens de crânio pediátrico.

O quinto e último capítulo contém as considerações finais, assim como as sugestões para trabalhos futuros.

No Apêndice A, foi anexado o artigo publicado em 21/06/2021, na Revista Brasileira de Física Médica e apresentado no Congresso Brasileiro de Física Médica no mesmo ano.

Nos Anexos constam: o parecer de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do hospital universitário de grande porte (Anexo A), o documento da AAPM com parâmetros sugeridos para exames de crânio pediátrico para o equipamento Toshiba (Anexo B); a instrução normativa brasileira específica para equipamentos e exames de TC (Anexo C) e o certificado de calibração da câmara de ionização tipo lápis utilizada no teste de acurácia (Anexo D).

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 DESCOBERTA DOS RAIOS X E EVOLUÇÃO DA TC

Wilhelm Conrad Roentgen pesquisava o tubo de raios catódicos; ele embrulhou o tubo com um papel preto, para que a luminescência deste não atrapalhasse a visão de uma tela de platino cianeto de bário, material fluorescente. Roentgen observou que, ao afastar o tubo da tela, a luminescência persistia, assim como, quando colocava objetos entre o tubo e a tela. Concluiu, então, que esses raios atravessavam barreiras, e por não conhecer a natureza desses raios, chamou-os de raios X. Em dezembro de 1895, expôs a mão de sua esposa, Anna Bertha, por 15 minutos aos raios X e usou um filme radiográfico no outro lado da mão. Esta é a primeira radiografia da história e Roentgen ganhou o prêmio Nobel de Física em 1901 (OKUNO, YOSHIMURA, 2010).

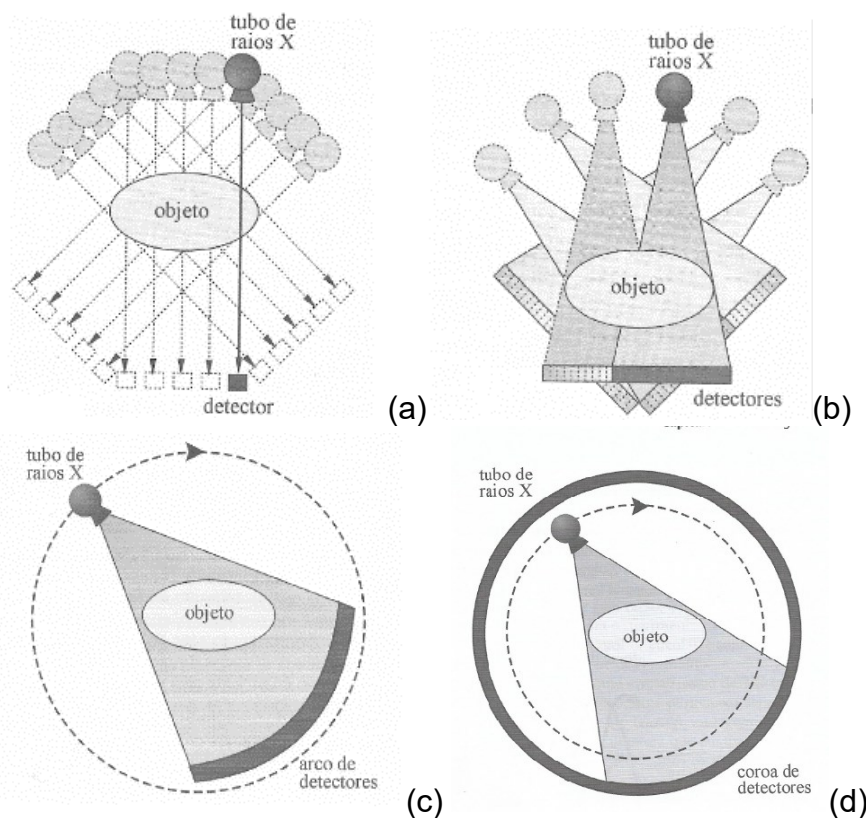
A descoberta foi utilizada na medicina, assim como em aplicações inúteis, como demonstrações públicas aleatórias, radiografias dos pés para escolher a numeração de sapato, entre outras. Até então, os efeitos biológicos da radiação ionizante não eram conhecidos (SOARES, 2008).

A aplicabilidade dos raios X na medicina evoluiu rapidamente, tanto para o diagnóstico quanto para o tratamento de doenças. Em 1971, Godfrey Hounsfield desenvolve o primeiro equipamento de TC e começa a produção e comercialização desde, para diagnóstico não invasivo de doenças do crânio (BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015). Em 1979, Godfrey Hounsfield e Allan M. Cormack recebem o Prêmio Nobel de Medicina, pelas pesquisas e trabalhos em TC. Os equipamentos também evoluíram rapidamente, tanto na formação das imagens, quanto na aquisição e armazenamento de dados (BUSHONG, 2010; SEERAM, 2016; MOURÃO, 2015).

Com relação à evolução dos equipamentos tomográficos (Figura 1), resumidamente, são caracterizados em equipamentos de primeira geração (a): feixe em forma de lápis, um detector, uma imagem por rotação e longo tempo de aquisição; segunda geração (b): feixe em leque, arranjo de detectores com movimento de rotação/translação em conjunto com o tubo; terceira geração (c): conjunto fonte-detector com movimento de rotação contínua de 360° em torno do paciente, menor tempo de aquisição, artefatos em anel, e quarta geração (d): arco de detectores 360°

fixo, apenas o tubo realiza a rotação, menor tempo de aquisição e maior radiação espalhada (GOLDMAN, 2007; BUSHONG, 2010; BUSHBERG *et al.*, 2012; MOURÃO, 2015, SEERAM, 2016).

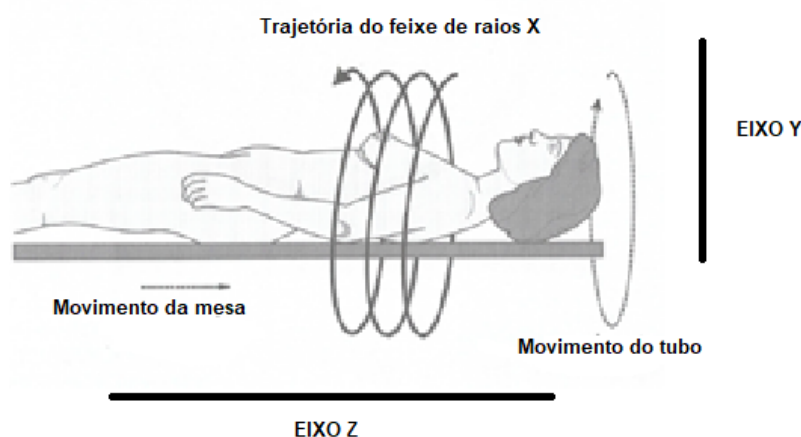
Figura 1- Evolução dos equipamentos de TC



Fonte: Mourão (2015)

Os equipamentos helicoidais caracterizam-se pela rotação contínua do tubo, ocorrendo simultaneamente ao deslocamento da mesa. Estes possuem um conjunto tubo-arco detector de corte único, chamado SDCT (*Single Detector Computed Tomography*), que faz a aquisição de apenas um corte por rotação do tubo. A TC helicoidal (Figura 2) possibilitou a redução do tempo de aquisição das imagens, assim como as reconstruções bi e tridimensionais das estruturas analisadas (GOLDMAN, 2008; SANTOS, NACIF, 2009; MOURÃO, 2015; SEERAM, 2016).

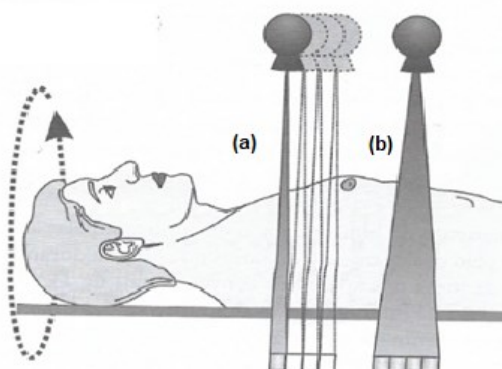
Figura 2 - TC helicoidal, rotação contínua do tubo, simultaneamente ao movimento da mesa no eixo z



Fonte: Adaptado de MOURÃO (2015, p. 40)

Conforme o avanço tecnológico, surgiram os equipamentos chamados *multislice* ou multicortes (Figura 3), que se caracterizam também pela rotação contínua do tubo, ocorrendo simultaneamente ao deslocamento da mesa. Porém, a cada rotação em torno do paciente, é realizado mais de um corte. Os equipamentos *multislice* possuem mais detectores, chamados de MDCT, (*Multidetector Computed Tomography*) ou seja, faz a aquisição de dados de mais cortes por rotação do tubo. Essa tecnologia diminuiu significativamente o tempo de aquisição das imagens, viabilizando estudo de vasos arteriais, como coronárias, assim como reconstruções bi e tridimensionais com extrema riqueza de detalhes (BUSHBERG *et al.*, 2012, SEERAM, 2016). Porém, a dose teve um aumento considerável em comparação aos equipamentos mais antigos, o que nos leva a preocupação com a dose entregue ao paciente (MCCOLLOUGH, 2008; BRENNER *et al.*, 2007; GOLDMAN, 2007; BUSHONG, 2010).

Figura 3 - Aquisição um detector/corte único (a) e multidetectores/multicorte (b)



Fonte: Adaptado de MOURÃO (2015, p. 42)

Como já mencionado, a evolução tecnológica dos equipamentos de TC, sem dúvidas, possibilitou o diagnóstico preciso de doenças, aumentando a qualidade diagnóstica e a eficácia no tratamento dessas doenças (SEERAM, 2016). No entanto, houve um aumento significativo com relação à dose entregue ao paciente, pois os exames de TC podem envolver doses relativamente altas podendo se aproximar ou exceder os níveis conhecidos, aumentando a probabilidade do desenvolvimento de câncer (ICRP 87, 2000).

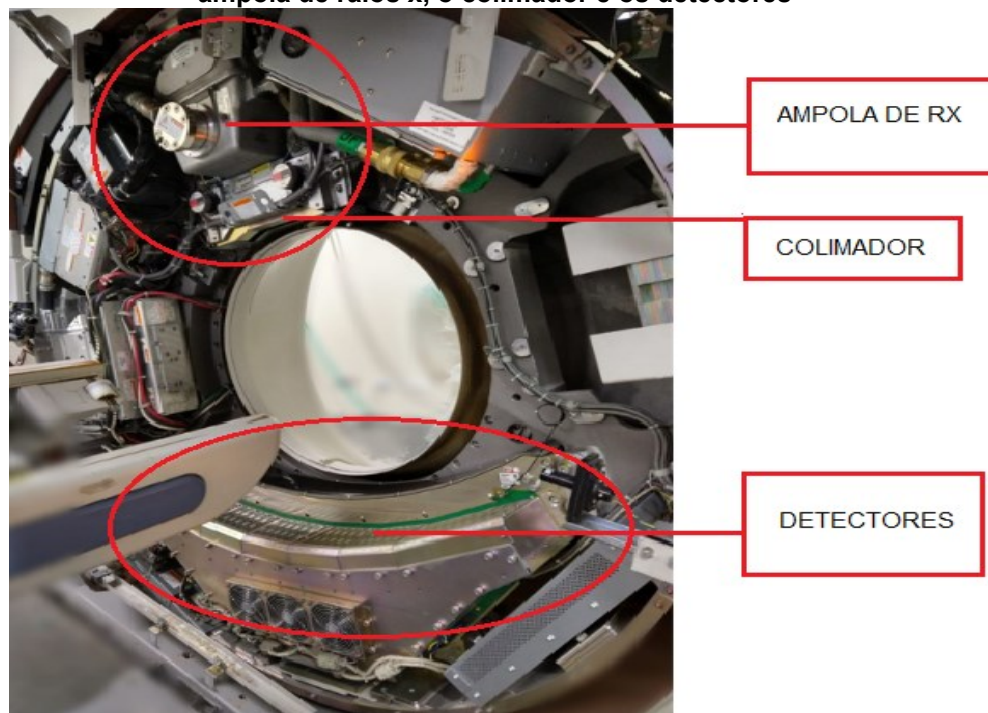
2.2 ELEMENTOS BÁSICOS DA TC

O equipamento de tomografia computadorizada é basicamente composto pelo *gantry*, mesa onde acomoda-se o paciente, *softwares* de conversão sinal-imagem (computador), console de aquisição e console de reconstrução das imagens. Neste estudo, utilizou-se o equipamento de TC da marca Toshiba® (Tóquio, Japão), modelo Aquillion 64 canais. Os modelos de diferentes fabricantes disponíveis no mercado e as distintas gerações de equipamentos apresentam recursos de redução da dose e nomenclaturas diferentes, ou seja, cada fabricante disponibiliza diferentes recursos técnicos de reconstruções das imagens, priorizando qualidade, tempo e redução de dose. As definições contidas neste capítulo têm como referência principal o documento da AAPM (2013) sobre padronização e nomenclatura e protocolos de TC, versão específica para o equipamento Toshiba® Aquillion 64 canais.

O *gantry* (Figura 4) é o principal componente do tomógrafo. Tem formato de anél, onde estão localizados o tubo gerador de raios X, os detectores da radiação, os colimadores de feixe, os conversores analógicos-digitais, os componentes mecânicos para movimentação da mesa e os componentes eletrônicos para conversão e transmissão de dados para o console de aquisição e reconstrução (BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015).

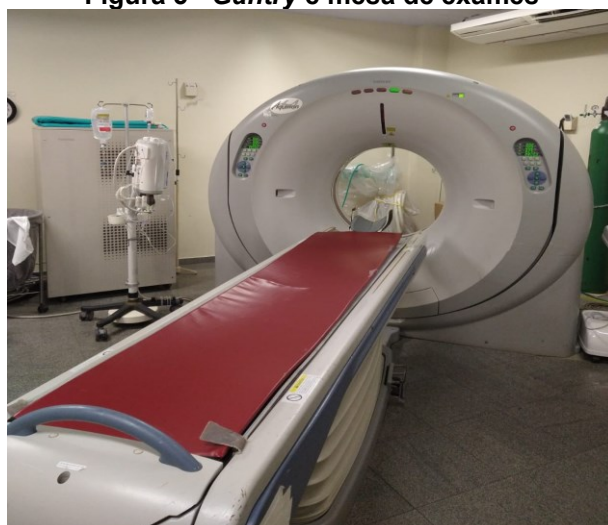
A mesa onde o paciente é posicionado (Figura 5) está acoplada e centralizada ao *gantry*. Geralmente o material da mesa é de baixo número atômico, como a fibra de carbono, que produz pouca atenuação do feixe de raios X, não interferindo na aquisição das imagens (BUSHONG, 2010).

Figura 4 - Parte interna do *gantry*, onde estão localizados diversos componentes, entre eles a ampola de raios x, o colimador e os detectores



Fonte: Autoria própria (2021)

Figura 5 - *Gantry* e mesa de exames

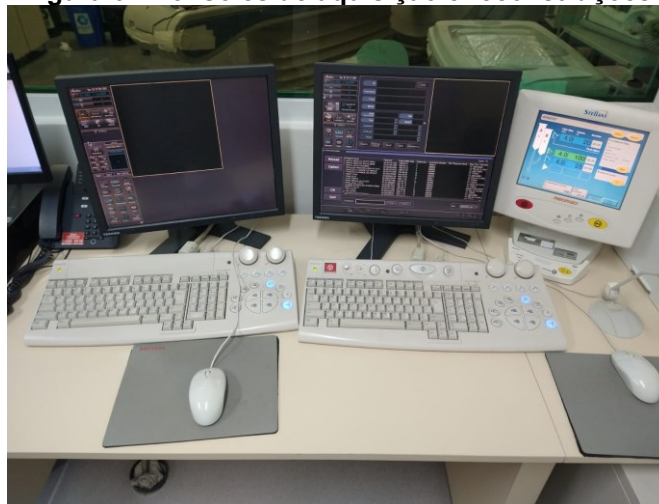


Fonte: Autoria própria (2021)

O console de operação ou aquisição de imagens (Figura 6), é onde localiza-se o painel de controle, ou seja, onde os dados do paciente, e demais parâmetros de aquisição são selecionados pelo técnico/tecnólogo em radiologia para realização dos exames. Geralmente o console de reconstruções fica posicionado próximo, ou ao lado do console de aquisição. Nesta estação de trabalho, realizam-se as reconstruções bi e tridimensionais, assim como as reconstruções com filtros disponíveis (TOSHIBA, 2010; BUSHONG, 2010).

Nestas estações de trabalho, tem-se acesso aos relatórios de índice de dose, como $CTDI_{vol}$ e DLP, logo após a finalização dos exames (TOSHIBA, 2010).

Figura 6 - Consoles de aquisição e reconstruções



Fonte: Autoria própria (2021)

2.2.1 Parâmetros técnicos de aquisição

No console de aquisição dos equipamentos, o técnico/tecnólogo tem acesso aos parâmetros técnicos de aquisição, podendo alterá-los visando melhorar a qualidade de imagem e a redução de dose entregue ao paciente. Os parâmetros de aquisição têm relação direta com a dose depositada no paciente. (BAERT *et al.*, 2007; BUSHONG, 2010; NIEVELSTEIN *et al.*, 2010; AAPM, 2013;).

2.2.1.1 Tensão de operação do tubo

O tubo de raios X da tomografia computadorizada tem o mesmo princípio de funcionamento que tudo de raios X da radiologia convencional, porém com menor faixa de variação, geralmente entre 80 e 140 kV. A tensão aplicada entre o cátodo-ânodo, é o parâmetro relacionado à penetração do feixe na matéria. Quanto maior a tensão, fótons de raio X mais energéticos chegam aos detectores. Ou seja, diminui-se a parcela de fótons de baixa energia, minimizando o ruído nas imagens. Para a realização de exames pediátricos, é recomendado o uso de menor tensão, devido ao menor volume de massa, ou seja, menores dimensões do paciente (HOFER, 2005; BAERT *et al.*, 2007; NIEVELSTEIN *et al.*, 2010).

2.2.1.2 Corrente do tubo

A corrente entre cátodo-ânodo, na tomografia computadorizada, varia de 100 a 500 mA. Pode ser entendida como número de elétrons que partem do cátodo para o ânodo por segundo, ou seja, por unidade de tempo (BAERT *et al.*, 2007; NIEVELSTEIN *et al.*, 2010; IAEA, 2013).

2.2.1.3 Produto corrente pelo tempo de rotação do tubo

O produto da corrente cátodo-ânodo pelo tempo de rotação do tubo, dado em, mAs, pode ser entendido como sendo o número total de elétrons que incidem no ânodo. O aumento do produto da corrente pelo tempo produz mais calor no tubo por efeito *Joule*, necessitando de maior refrigeração e, conseqüentemente, maior desgaste do tubo. Com relação a imagem, o aumento desse valor promove o aumento de contraste na imagem e maior dose de radiação entregue ao paciente (BAERT *et al.*, 2007; NIEVELSTEIN *et al.*, 2010). Em alguns equipamentos de tomografia helicoidais *multislice*, o produto da corrente do tubo (mA) e do tempo de exposição por rotação, dividido pelo *pitch* é denominado de mAs efetivo (mAs eff), (IAEA, 2013), dado pela equação 1. O fator *pitch* será explicado na seção 2.2.1.5.

$$mAs\ eff = \frac{mA \cdot \text{tempo de exposição por rotação do tubo}}{pitch} \quad (1)$$

2.2.1.4 Tempo de Rotação do tubo

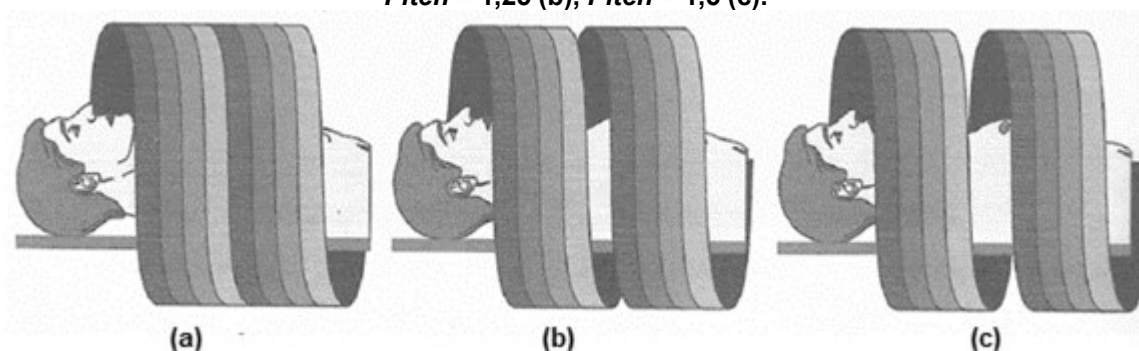
O tempo de rotação do tubo é o tempo necessário para que o tubo complete uma volta de 360° no paciente. Quando o tempo de rotação é maior, pode-se utilizar uma menor corrente, mantendo mesmo produto de corrente pelo tempo e qualidade, possibilitando reconstruções volumétricas com um melhor detalhamento. Porém, o tempo de aquisição maior pode possibilitar a presença de artefatos de movimento. Quando o tempo de rotação é menor, diminui-se os artefatos de movimento, mas aumenta-se, sutilmente, o ruído nas imagens (NIEVELSTEIN *et al.*, 2010). O tempo de rotação menor também pode ocasionar um maior desgaste do tubo, visto que todo

o conjunto tubo-detectores demanda de muito mais força para realizar a rotação, diminuindo-se a vida útil do tubo. (NIEVELSTEIN *et al.*, 2010; BUSHONG, 2010).

2.2.1.5 Fator *Pitch*

O fator *pitch* (Figura 7) é o deslocamento na mesa no eixo Z, a cada volta de 360° do tubo, dividido pela colimação da espessura do corte ou feixe. A dose no paciente e o tempo de aquisição são inversamente proporcionais ao *pitch*, ou seja: quanto maior o *pitch*, menor o tempo e menor dose. Porém, o *pitch* maior pode ocasionar perda de regiões anatômicas e perda na resolução espacial. Portanto, é preferível, manter o *pitch* menor possível (<1) e alterar a corrente do tubo, para melhorar o, mAs efetivo (BAERT *et al.*, 2007; NIEVELSTEIN *et al.*, 2010; IAEA, 2013).

Figura 7 – Exemplo de variação do *pitch* para equipamentos *multislice* 4 cortes: *Pitch* = 1 (a), *Pitch* = 1,25 (b), *Pitch* = 1,5 (c).



Fonte: Mourão (2015)

2.2.1.6 FOV – *Field of View*

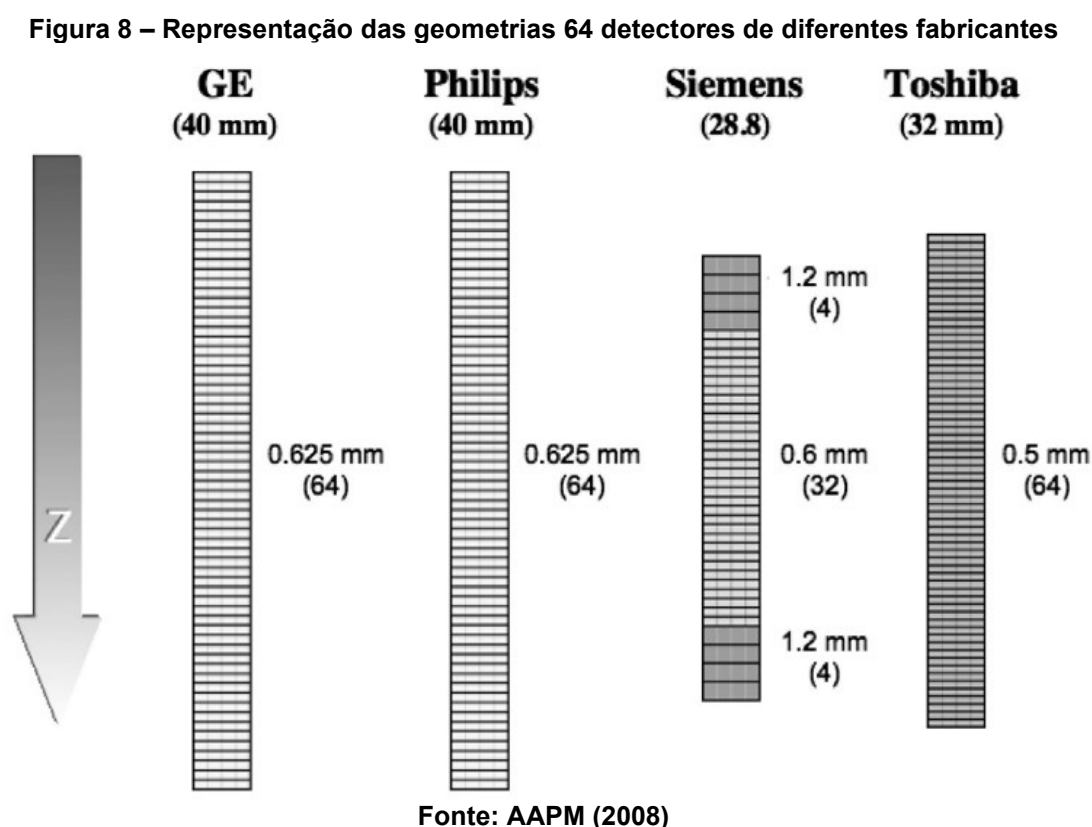
FOV significa campo de visão, este é um parâmetro que também está relacionado à dose. Basicamente, é a programação da área de varredura, devendo ser adaptado o mais próximo possível da região de interesse. O FOV está relacionado diretamente à resolução espacial da imagem, ou seja, ao tamanho dos *pixels* e *voxels* dentro de uma determinada matriz (BAERT *et al.*, 2007; NIEVELSTEIN *et al.*, 2010; BUSHONG, 2010; IAEA, 2013).

O *range* é um termo também utilizado para delimitar a área de varredura, porém específico no eixo Z, ou seja, a faixa de início e fim da estrutura examinada (ICRU, 2012).

2.2.1.7 Espessura de corte e configuração do detector

Nos equipamentos *multislice*, a espessura de corte e a configuração da colimação do detector estão intrinsecamente relacionados. É a relação do número de canais (N) pela largura ou colimação do detector (T) (BAERT *et al.*, 2007; BUSHONG, 2010).

O equipamento Toshiba® utilizado neste estudo possui o software que disponibiliza três opções de espessura e colimação: 0,5x64, 0,5x32 e 1,0x32, sendo que a espessura do corte pode ser de 0,5 mm ou 1 mm e são utilizadas 32 ou 64 fileiras de detectores ou canais (Figura 8).



2.2.2 Formação da Imagem na TC

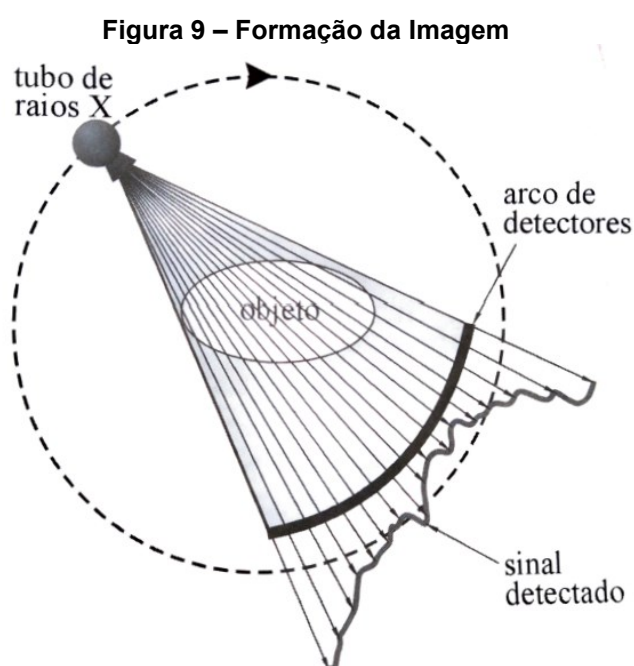
O método de TC é composto por complexos sistemas de geração de dados, processamento de dados, reconstrução de imagem, visualização e armazenamento desses dados (MOURÃO, 2015; SEERAM, 2016). As estruturas dos órgãos e tecidos

do corpo humano possuem diferentes coeficientes de atenuação, ou seja, a atenuação dos fótons depende da área e do material, conforme a equação 2:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2)$$

sendo que, N = número de fótons que atravessaram o meio, N_0 = número de fótons iniciais, μ = coeficiente de atenuação do meio e x = espessura do meio (BUSHONG, 2010).

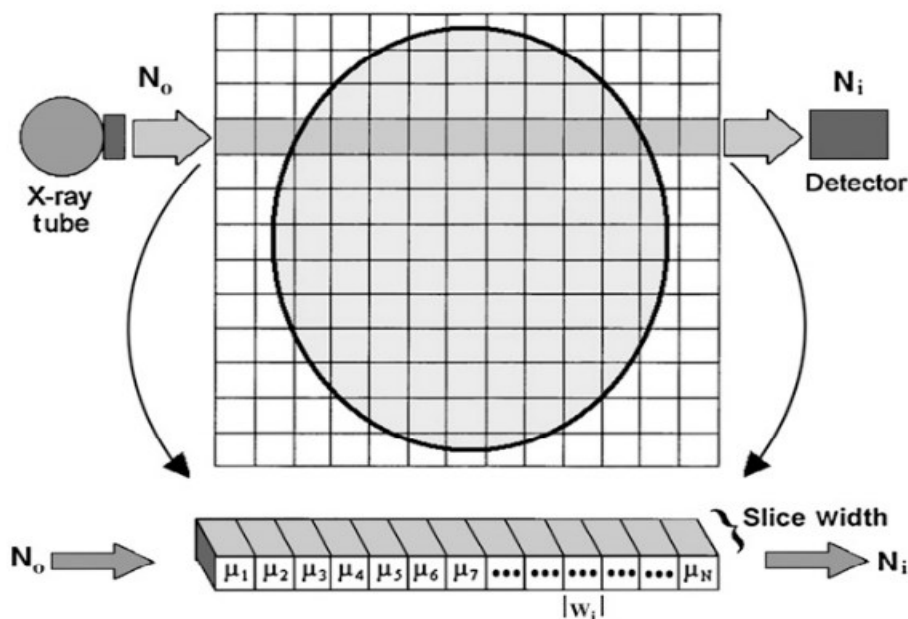
Sendo assim, os detectores de radiação reconhecem os fótons atenuados, transformando-os em sinal. Em seguida, os *softwares* utilizam modelos matemáticos para a conversão do sinal, representado por *voxels* e *pixels* que são apresentadas na tela de aquisição e reconstruídos como imagens, como mostra resumidamente a Figura 9 (GOLDMAN, 2007; BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015, SEERAM, 2016).



Fonte: Mourão (2015)

As imagens se apresentam em diferentes tons de cinza, conforme a variação dos *voxels* e *pixels* (Figura 10). Estes tons de cinza variam do branco, representado pelo tecido ósseo (onde acontece a maior atenuação de fótons) ao preto, representado pelo ar (onde menos fótons sofrem atenuação) (BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015, SEERAM 2016).

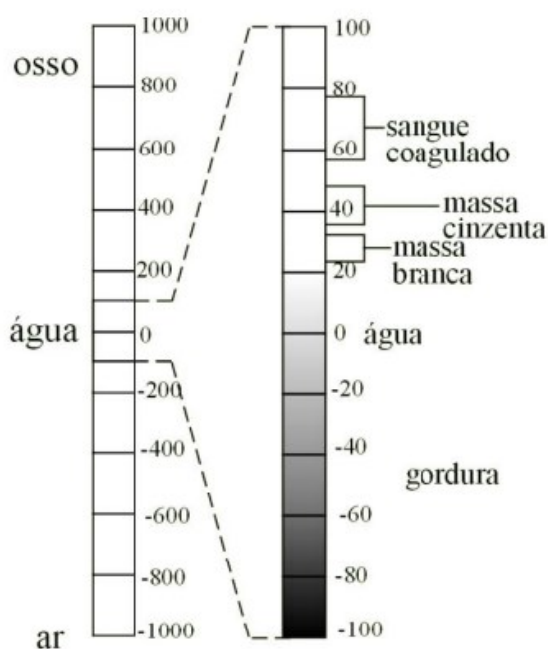
Figura 10 - Formação da imagem com uma matriz volumétrica composta por *voxels* e *pixels*, representando diferentes coeficientes de atenuação



Fonte: GOLDMAN (2007)

Os diferentes tons de cinza são medidos em unidades Hounsfield, *Hounsfield Units* (HU) ou número de TC (Figura 11), que representam os níveis de densidade de atenuação de cada órgão e tecido humano, variando de aproximadamente -1000 até +1000 (HOFER, 2005; GOLDMAN, 2007; BUSHONG, 2010, SEERAM 2016).

Figura 11 - Representação dos valores de HU e variação de tons de cinza, conforme atenuação de cada órgão e tecido



Fonte: Mourão (2015)

Os valores das HU podem sofrer pequenas variações conforme a energia da radiação efetiva gerada pelo equipamento e a atenuação dos órgãos e tecidos. Portanto, os valores de HU devem ser considerados valores de referência, não valores absolutos (MOURÃO, 2015).

Os tecidos como pulmões, possuem muito ar na composição, atenuando fracamente a radiação incidente. Logo, eles se apresentam na imagem em tons mais escuros ou pretos, com valores negativos de HU. Já os tecidos como ossos possuem densidade muito alta, atenuando fortemente a radiação incidente. Assim, eles irão aparecer na imagem em cor branca, com valores de HU positivos (GOLDMAN, 2007; BUSHONG, 2010; MOURÃO, 2015, SEERAM 2016).

2.2.3 Fatores de Qualidade em TC

Os parâmetros de aquisição não só afetam a dose entregue ao paciente, como também a qualidade da imagem. Quando nos referimos à tomografia, os principais fatores relacionados a qualidade são a resolução espacial, a razão contraste-ruído (RCR) e a razão sinal-ruído (RSR). A qualidade da imagem se caracteriza pela melhor relação destes fatores com a menor dose possível (GOLDMAN, 2007; BUSHONG, 2010).

A resolução espacial está relacionada à área do FOV, ou seja, à quantidade e tamanho dos *pixels* e *voxels* que formam a matriz, determinando detalhe nas imagens geradas (BUSHONG, 2010), Como as imagens de TC são resultado de um elaborado processo de reconstrução matemática, sua resolução é também muito dependente das características dos algoritmos de reconstrução (BUSHBERG *et al.*, 2012, SEERAM, 2016).

A medição do sinal e do ruído numa imagem tomográfica (Figura 12) é realizada através da ferramenta denominada ROI (*Region of Interest*), ou seja: região de interesse. A ROI corresponde a uma área selecionada, geralmente em formato de círculo, posicionado sobre a imagem, que mede a densidade do tecido (segundo a escala Hounsfield), o desvio padrão (ruído) e a área correspondente (BUSHBERG *et al.*, 2012, SEERAM, 2016).

Figura 12 - Exemplo de medição com ROI posicionada em diferentes tecidos no objeto simulador para levantamento do sinal (mean), ruído (Sd) e área (mm)



Fonte: Autoria própria (2021)

A RSR (equação 3) é a relação entre o sinal e o ruído de uma imagem, sendo que o sinal é a média dos valores de HU e o ruído representa o desvio padrão (σ) desses valores (BUSHBERG *et al.*, 2012; SEERAM, 2016).

$$RSR = \frac{Sinal}{Ruído} \quad (3)$$

Em TC a detecção de baixo contraste é mais difícil, devido ao coeficiente de atenuação muito parecidos de alguns órgãos e tecidos, resultando em HU muito próximos. Portanto a RCR (equação 4) relaciona o contraste de duas áreas adjacentes com o ruído da imagem (BUSHBERG *et al.*, 2012; SEERAM, 2016).

$$RCR = \frac{Média\ Sinal\ Área\ 1 - Média\ Sinal\ Área\ 2}{Ruído\ Área\ 2} \quad (4)$$

O fator qualidade (Q) é estimado, utilizando como métrica de otimização a figura de mérito, FOM (*Figure of Merit*). As FOM's consideram fatores de qualidade como RCR, a RSR ou a resolução espacial com algum descritor de dose, como $CTDI_{vol}$ ou a dose efetiva (E) (CHANG *et al.*, 2017; PACE, BORG, 2018; STROCCHI *et al.*, 2015).

Neste estudo utilizou-se o fator Q como sendo a relação entre o quadrado da RCR e o $CTDI_{vol}$ conforme a equação 5:

$$Q = \frac{RCR^2}{CTDI_{vol}} \quad (5)$$

2.3 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS EM TC

As grandezas dosimétricas estão associadas a quantidade de radiação que um material foi submetido ou absorveu. Estão relacionadas a esse conceito as seguintes grandezas a exposição, o Kerma e a Dose Absorvida (TAUHATA *et al.*, 2014; OKUNO, YOSHIMURA, 2010; OKUNO, 2018).

Grandezas limitantes ou de proteção estão relacionadas aos efeitos da radiação no organismo humano e possíveis consequências deletérias, pois indica risco à saúde. Utilizando-se fatores de conversão, determinados pela diferença entre ionização, penetração e tecido biológico, obtêm-se a dose equivalente no órgão, dose efetiva etc. (OKUNO, YOSHIMURA, 2010; TAUHATA *et al.*, 2014; OKUNO, 2018).

Grandezas operacionais são equivalentes de dose ambiente, equivalente de dose direcional e equivalente de dose pessoal. São aplicáveis para monitorização de área, trabalhadores ocupacionalmente expostos e público (OKUNO E YOSHIMURA, 2010; TAUHATA *et al.*, 2014, OKUNO, 2018). Essas grandezas não são abordadas neste estudo.

As descrições das grandezas relacionadas ao radiodiagnóstico e descritores de dose em TC contidas neste capítulo estão embasadas nos seguintes documentos internacionais:

- *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, 2000.
- *The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT*, AAPM, relatório 96, 2008.
- *Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography*, ICRU, relatório 87, 2012.
- *Dosimetry in Diagnostic Radiology for paediatric Patients*, IAEA, relatório 24, 2013.
- *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*, IAEA, relatório 457, 2007.

2.3.1 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada – CTDI

Na TC o parâmetro mais comum de estimar a dose de radiação é o índice de dose em TC, CTDI (*Computed Tomography Dose Index*). É medido no ar e é utilizado para avaliar a saída de radiação do tubo e estimar a dose entregue ao paciente (IAEA, 2013).

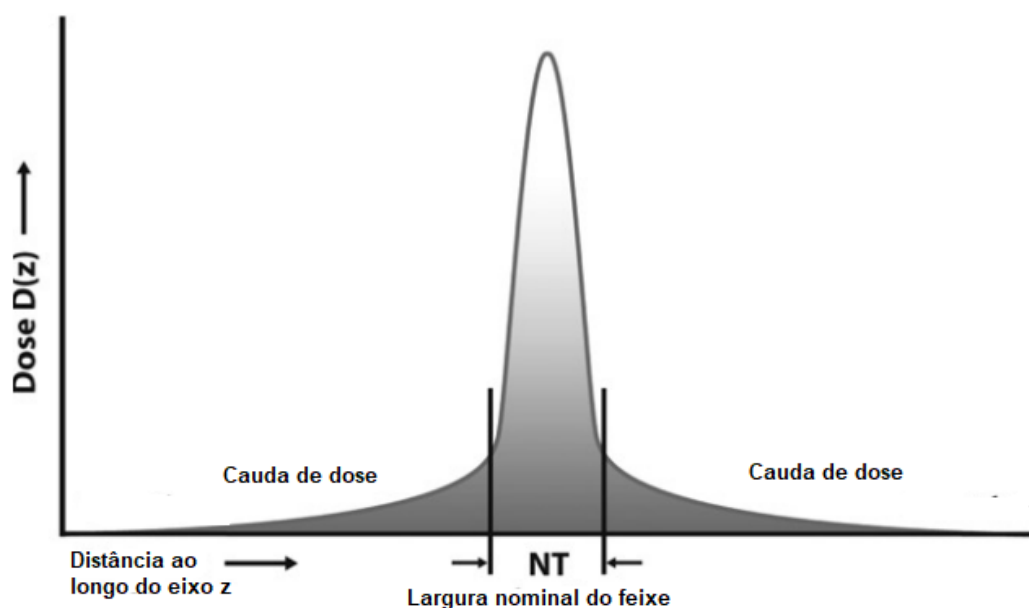
O CTDI é entendido como a integral do Kerma (ar), ao longo do eixo, em simetria com a rotação do tubo (z), dividido pelo número de cortes e espessura nominal, conforme a equação 6:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (6)$$

onde: n = número de cortes por varredura, T = espessura do corte e D(z) = dose absorvida no eixo Z em um determinado ponto (Figura 13) (ICRU, 2012).

Sendo assim, a grandeza CTDI é entendida como energia de radiação depositada em uma fatia, correspondente à espessura de colimação do feixe. A unidade de medição do CTDI é o mGy (miligray) (ICRU, 2012).

Figura 13 – Representação do perfil de dose perpendicular ao plano de varredura, em um único corte



Fonte: McCollough et al. (2011)

2.3.2 Índice de Dose em TC – $CTDI_{100}$

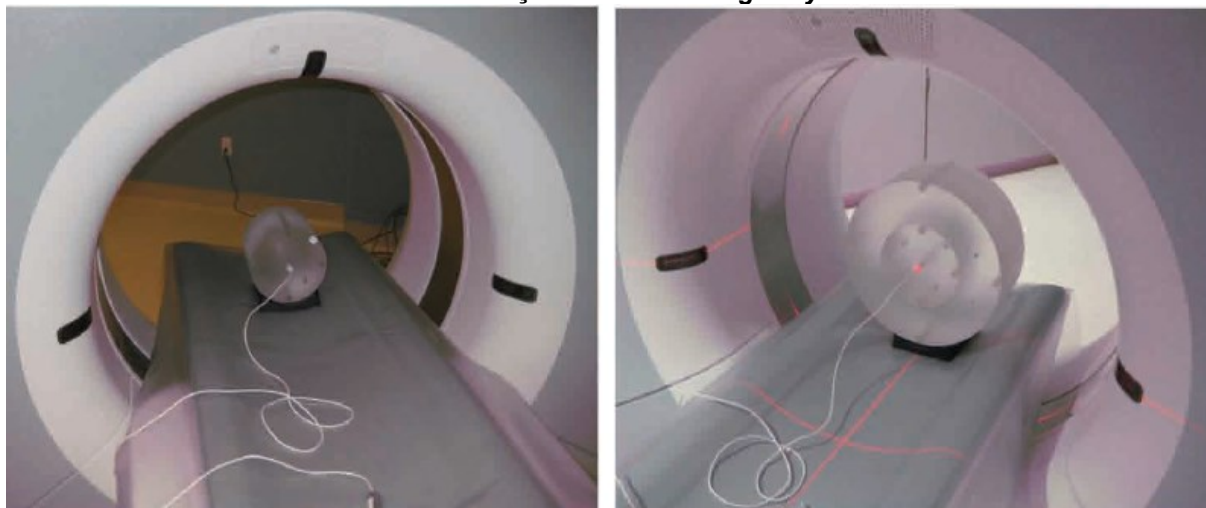
A grandeza $CTDI_{100}$ é utilizada para medir a dose no eixo Z. É mensurada utilizando objeto simulador cilíndrico de PMMA (polimetilmetacrilato) de 16 cm de diâmetro (simulando a região do crânio) e 32 cm de diâmetro (simulando o tronco humano) e uma câmara de ionização tipo lápis, com 100 mm de comprimento posicionada no centro do objeto simulador, conforme mostra a Figura 14.

Assim, o $CTDI_{100}$ representa a dose acumulada no centro de um comprimento de 100 mm, sendo representada pela equação 7:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (7)$$

onde o limite de integração varia de ± 50 mm (AAPM, 2008; ICRU, 2012; EUROPEAN GUIDELINES, 2000). O $CTDI_{100}$ não considera o tecido humano, por isso não é utilizada para estimar a dose dos pacientes.

Figura 14 – Objeto simulador 16 cm para crânio e 32 cm para corpo, posicionado com a câmara de ionização no centro do gantry

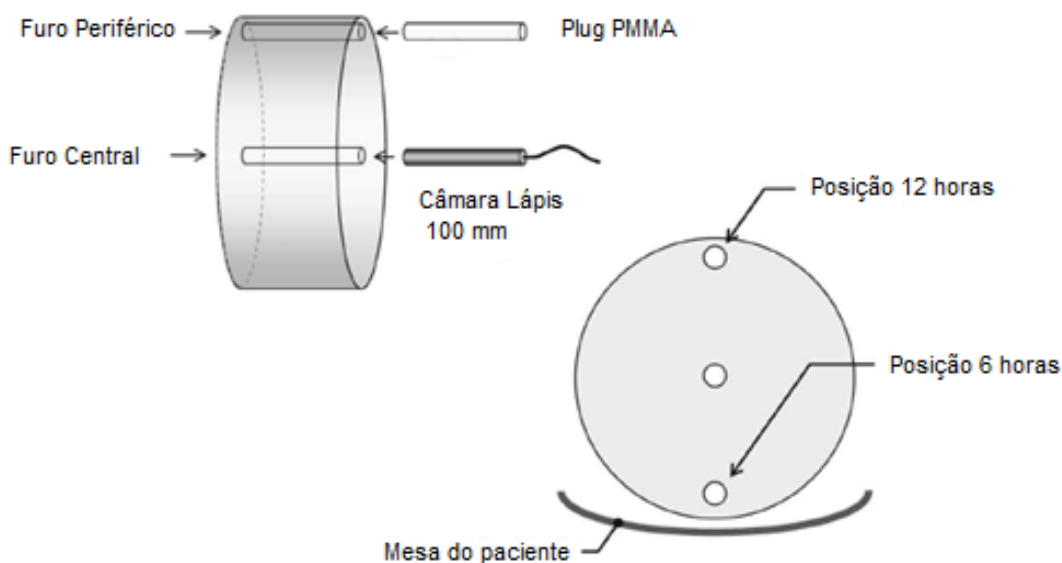


Fonte: ICRU (2012)

A câmara de ionização também é posicionada nas periferias do objeto simulador, em posições simulando as horas do relógio: 3h, 6h, 9h e 12h.

Esses posicionamentos da câmara permitem a obtenção do $CTDI_{100}$, periférico conforme a Figura 15. A partir dessas medidas no objeto simulador, é possível calcular o $CTDI_w$, ponderado.

Figura 15 – Representação gráfica do objeto simulador e câmara de ionização tipo lápis



Fonte: ICRU (2012)

2.3.3 Índice de Dose em TC ponderado - $CTDI_{w,ponderado}$

A grandeza $CTDI_w$ é uma medida relacionada à profundidade, sendo denominada $CTDI_{w,ponderado}$ e é expressa pela equação 8:

$$CTDI_{w,ponderado} = \left(\frac{1}{3}\right) (CTDI_{100})_{centro} + \left(\frac{2}{3}\right) (CTDI_{100})_{periférico} \quad (8)$$

sendo o $CTDI_{100,centro}$ medido no centro do objeto simulador e o $CTDI_{100,periférico}$ próximo às bordas laterais, como já mencionado anteriormente (AAPM, 2008).

2.3.4 Índice de Dose em TC volumétrico – $CTDI_{vol}$

O índice de dose em TC volumétrico, $CTDI_{vol}$, representa o índice de dose em um protocolo de varredura, considerando sobreposições entre os feixes de raios x no eixo Z e na profundidade (eixo x, y). É representada em aparelhos helicoidais e é calculada pela equação 9 (ICRU, 2012):

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{w,ponderado}}{pitch} \quad (9)$$

O $CTDI_{vol}$ estima a dose média de radiação dentro de um volume irradiado, para um objeto de atenuação semelhante ao objeto simulador 16 cm ou 32 cm (AAPM, 2008). Portanto, essa grandeza não representa a dose média para os pacientes, pois diferem do objeto simulador em tamanho e formas de atenuação (ICRU, 2012).

O $CTDI_{vol}$ é o descritor de dose acessível para análise, disponível antes e logo após a realização dos exames, no console de aquisição, ficando armazenado no sistema DICOM (ICRU, 2012).

2.3.5 Produto Comprimento-Dose – DLP

O produto comprimento-dose, DLP (equação 10), (*Dose-Length Product*), também está acessível para análise, logo após a realização do exame. É dada pelo produto do $CTDI_{vol}$ e o comprimento irradiado (L) (AAPM, 2008). A unidade de medida do DLP é o mGy.cm.

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (10)$$

A partir do DLP, pode-se estimar a dose efetiva (E), (equação 11), em mSv, multiplicandoa grandeza pelo coeficiente k, que considera a região anatômica de varredura (Tabela 1).

$$E = k \cdot DLP \quad (11)$$

Tabela 1 - Fatores de conversão para diferentes regiões do corpo e diferentes faixas etárias

Região do Corpo	k (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)				
	0 ano	1 ano	5 anos	10 anos	Adulto
Cabeça e pescoço	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Cabeça	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Pescoço	0,017	0,0120	0,0110	0,0079	0,0059
Tórax	0,039	0,0260	0,0180	0,0130	0,0140
Abdome e pelve	0,049	0,0300	0,0200	0,0150	0,0150
Tronco	0,044	0,0280	0,0190	0,0140	0,0150

Fonte: AAPM (2008); ICRU (2012)

O método de cálculo para estimar a dose efetiva, foi proposto pelo Grupo de Trabalho Europeu para Diretrizes sobre Critérios de qualidade em TC (IEC, 2009) e está especificado em diversos documentos (AAPM, 2008; ICRU 2012; IAEA, 2013).

Basicamente, os valores de dose efetiva são calculados a partir de coeficientes de conversão de dose, através da simulação Monte Carlo, descritas pelo Conselho Nacional de Proteção Radiológica, NRPB (*National Radiological Protection Board*).

2.3.6 Nomenclaturas das Grandezas Dosimétricas em TC

Os descritores de dose possuem duas nomenclaturas utilizadas atualmente e aceitas pela comunidade científica. As mais antigas são as descritas pela Comissão Eletrotécnica Internacional (*International Electrotechnical Commission - IEC*) e as mais recentes estão descritas pela Agência Internacional de Energia Atômica (*International Atomic Energy Agency - IAEA*). Em sua tese de doutorado, Porto (2014) menciona que não existe uma forma correta ou incorreta para a utilização destas nomenclaturas; ou seja, qualquer uma das formas pode ser utilizada.

No documento da IAEA (2013) especificam-se as diferentes nomenclaturas conforme a Tabela 2.

Tabela 2 - Comparação entre as nomenclaturas utilizadas para dosimetria em TC		
Quantidade	Nomenclaturas IAEA	Nomenclaturas IEC
Medida livre no ar		
Índice de Dose em TC	$C_{a,100} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz$	$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$
Medida no objeto simulador		
Índice de Dose Ponderado	$C_w = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,C} + 2C_{PMMA,100,P})$	$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,C} + \frac{2}{3} CTDI_{100,P}$
Índice de Dose Ponderada	nC_w	$nCTDI_w$
Índice de Dose Volumétrica	$C_{vol} = \frac{C_w}{p}$	$CTDI_{VOL} = CTDI_w \frac{1}{p}$
Produto Comprimento-Dose	$P_{KL,CT} = \sum_j n CTDI_{vol j} L_j \cdot P_{It j}$	$DLP = CTDI_{VOL} L$

Fonte: Adaptado de IAEA (2013, p. 19)

A dosimetria pediátrica é um desafio para os profissionais da área, pois a caracterização da dose em CTDI nos equipamentos de TC, é realizada por meio de objetos simuladores de tamanho fixo de 16 cm ou de 32 cm de diâmetro, não havendo distinção do tamanho e das espessuras de pacientes pediátricos ou adultos. Portanto, considera-se que o descritor de dose $CTDI_{vol}$, apresentado no console do equipamento, pode subestimar a estimativa de dose se comparado a pacientes adultos (IAEA, 2013; SOUZA, 2018).

O relatório 204 da AAPM (2011) propõe um método de estimativa de dose específica por tamanho, SSDE (*Size-Specific Dose Estimates*), para melhorar a estimativa de dose recebida no paciente. A dose, em mGy, é estimada considerando o tamanho do paciente em cm, nos exames de abdômen e pelve. Ou seja, através dos objetos simuladores (16 cm e 32 cm) e simulação Monte Carlo; foram determinados fatores de conversão (f_{size}) utilizando o diâmetro efetivo (De), ou a distância látero-lateral (LAT), ou a distância ântero-posterior (AP) ou combinando as distâncias ântero-posterior e látero-lateral (AP/LAT) medidos na imagem axial ou no escanograma (*scout*). Para o cálculo do SSDE, utiliza-se da equação 12:

$$SSDE = f_{size} \cdot CTDI_{VOL} \quad (12)$$

A AAPM, no relatório 293 (2019), complementa o relatório 204 (2011), desenvolvendo fatores de conversão SSDE para exames de TC da cabeça. Os fatores consideram o crescimento da calota craniana e a densidade dos tecidos, em diferentes faixas etárias.

Sugere-se, também, a substituição das nomenclaturas utilizadas no relatório 204, sendo que o SSDE para o tronco considera o objeto simulador de 32 cm de diâmetro (equação 13):

$$SSDE = f^{B32} \cdot CTDI_{VOL,32} \quad (13)$$

onde, f^{B32} é o fator de conversão estipulado para corpo, utilizando-se objeto simulador de 32 cm de diâmetro e o $CTDI_{vol,32}$ considera, também, o objeto simulador de 32 cm (AAPM, 2019).

Já para exames de cabeça, considera-se o objeto simulador de 16 cm e o SSDE é calculado pela equação 14:

$$SSDE = f^{H16} \cdot CTDI_{vol,16} \quad (14)$$

onde f^{H16} é o fator de conversão estipulado para cabeça, utilizando-se objeto simulador de 16 cm de diâmetro e o $CTDI_{vol,16}$ considera, também, o objeto simulador de 16 cm (AAPM, 2019).

2.4 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Entre os séculos XVIII e XIX, logo após a descoberta dos raios X e da radioatividade, a comunidade científica já estava atenta aos efeitos nocivos da radiação no organismo humano. Existem informações de que no final dos anos 1950, mais de 300 pessoas que trabalhavam com radiação (médicos e cientistas) morreram devido aos efeitos deletérios (UNSCEAR, 2016).

Desde então, diversas comissões e organizações tem se dedicado à missão de elaborar normas de proteção radiológica, estabelecendo limites de exposição para pessoas expostas à radiação, tanto para profissionais da área, como para o público geral e para as exposições médicas, assim como para o uso pacífico das radiações e das fontes radioativa, principalmente após a Segunda Guerra Mundial. Dentre as organizações internacionais estão a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection – ICRP*), a Comissão Internacional de Unidades e Medições da Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements – ICRU*), Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), Comitê Científico das Nações Unidas Sobre ao Efeitos das Radiações (*The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation – UNSCEAR*), Associação Internacional de Proteção Radiológica (*International Radiation Protection Association – IRPA*), todas vinculadas à Organização Internacional do Trabalho (OIT) e a Organização Mundial da Saúde (OMS) (OKUNO, YOSHIMURA, 2010; OKUNO, 2018).

A proteção radiológica ou radioproteção é definida como um conjunto de medidas que visam proteger o homem e o ecossistema de possíveis efeitos indesejáveis causados pelas radiações ionizantes (TAUHATA *et al.*, 2014).

Em 2022, a ANVISA deliberou a Resolução de Diretoria Colegiada (RDC) 611, que substituiu a RDC 330 de 2019, neste documento são estabelecidos os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamentando o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas. Este documento aborda, em diferentes instruções normativas, os diferentes métodos de diagnóstico por imagem, de acordo com seus respectivos procedimentos (BRASIL, 2022). Especificamente para TC, a norma válida é a Instrução Normativa número 93 (ANVISA, 2021), que estabelece requisitos para a

garantia da qualidade e requisitos de segurança em TC e descreve testes de aceitação e controle de qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde, determinando periodicidades, tolerâncias e níveis de restrição (ANVISA, 2021). No anexo da normativa, estão descritos valores representativos de dose em TC médica (Tabela 3), sendo muito vago, especificamente em exames pediátricos de crânio.

Tabela 3 - Valores representativos de dose média em TC no Brasil

Exame	CTDI _{vol} (mGy)
	Referência Máxima
Cabeça (adulto típico)	70
Abdome (adulto típico)	25
Abdome pediátrico	20

Fonte: Adaptado de IN 93 (Brasil, 2021)

É considerado um adulto típico, o indivíduo com peso entre 60 e 75 quilos e altura entre 1,60 e 1,75 m; para a pediatria, o indivíduo padrão possui 5 anos de idade e, aproximadamente, 20 kg (ANVISA, 2021).

Também no Brasil atua a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) que, além de atividades de pesquisa, orientação e planejamento, também regula e fiscaliza diversos setores que mantêm interação com a área nuclear. Entre as normas nacionais relacionadas ao radiodiagnóstico, estão a “NN 3.01: Diretrizes Básicas de Radiodiagnóstico” e a “NN 3.02: Serviços de Radioproteção”. A NN 3.01 abrange responsabilidades gerais em práticas e intervenções, requisitos administrativos, requisitos de proteção radiológica, verificação de proteção radiológica, exposição ocupacional, classificação de áreas, exposição em emergências, exposição crônica e diversas posições regulatórias. A NN 3.02 engloba serviços de radioproteção, definições, estrutura do serviço de radioproteção, qualificação dos técnicos e atividades do serviço (CNEN, 2014).

2.4.1 Princípios Básicos de Proteção Radiológica no Brasil

Os princípios de proteção radiológica descritos na RDC 611 (Brasil, 2022), são a justificção, a otimização, a limitação de dose e a prevenç3o de acidentes.

A justificção est3 relacionada com a solicitaç3o do exame, pois o profissional m3dico deve avaliar se a exposiç3o trará um benef3cio diagn3stico maior que o risco proporcionado (BRASIL, 2022).

Com relação à otimização, o princípio ALARA, do inglês, *As Low As Reasonably Achievable*, tão baixo quanto razoavelmente exequível, deve ser observado, ou seja, o artigo 44 da RDC 611 (BRASIL, 2022):

As exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário à obtenção do objetivo radiológico, bem como ser compatíveis com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem, devendo-se considerar, no processo de otimização de exposições médicas:

I – a seleção adequada de técnicas, equipamentos e acessórios;

II – os processos de trabalho;

III – a garantia da qualidade;

IV – os níveis de referência de diagnóstico para pacientes adultos e pediátricos; e

V – as restrições de dose para indivíduo que colabore conscientemente, de livre vontade e fora

do contexto de sua atividade profissional, no apoio e conforto de um paciente, durante a realização do procedimento radiológico.

O princípio da limitação de dose segue os limites estabelecidos pela CNEN NN 3.01 (2014), ou seja, estabelece limites de dose para indivíduos ocupacionalmente expostos e indivíduos do público. Para pacientes, não há limite de dose, mas sim níveis de referência diagnóstica, também conhecidos como DRLs (*Diagnostic Reference Levels*) (CNEN, 2014).

2.4.2 Níveis de Referência Diagnóstica

A compreensão das DRLs é de extrema importância no processo de otimização de exames radiológicos. As DRLs são entendidas como um nível para indicar, se na realização de determinado exame radiológico, a dose utilizada no paciente está incomumente alta ou baixa. Níveis de referência diagnóstica são indicadores para a prática típica em um país ou região, pois os equipamentos e procedimentos podem variar entre as instalações em certos países ou regiões (VASSILEVA *et al.*, 2015). As DRLs são uma ferramenta para promover a redução de dose, uma etapa do processo geral de otimização (ICRP, 2017). Conforme a CNEN NN 3.01 (2014) elas são “valores de uma grandeza específica na prática de diagnóstico, para exames típicos em grupos de pacientes adultos, estabelecidos com base em boas práticas médicas e de proteção radiológica”.

É de responsabilidade de autoridades de saúde, em colaboração com profissionais da área médica e física médica, definir os níveis de referência de diagnóstico regionais e nacionais (ICRP, 2017).

Os níveis de referência são classificados como:

- Locais (DRLL): quando são instituídos à nível local, como um hospital com vários equipamentos ou um município;
- Regionais (DRLR): geralmente englobando uma região maior como um estado ou uma região, e
- Nacionais (DRLN) que abrange o nível nacional, ou seja, um país (ICRP 135, 2017).

Para definir uma DRL, é considerado um grupo de indivíduos, em determinado país ou região, considerando dados antropomórficos, como peso e altura e nível de desenvolvimento de determinado país ou região. Também podem ser utilizados objetos simuladores, porém há desvantagens, pois eles não representam uma situação clínica real e não consideram variação de tamanho e peso dos indivíduos (VASSILEVA *et al.*, 2015). Para exames pediátricos realizados na região do tronco, os protocolos devem ser agrupados por peso; já para os exames pediátricos na região da cabeça, os protocolos são agrupados por faixa etária (ICRP, 2017; Comissão Europeia, 2018).

Sabendo-se que a DRL é uma indicação da quantidade de radiação utilizada para realização de um exame, ela deve ser definida para cada método de diagnóstico por imagem (raio X convencional, mamografia e tomografia computadorizada, por exemplo). Portanto, os valores de DRLs não se destinam a pacientes individuais, não podem ser utilizadas como limites de dose e não são limites entre boas e más práticas (ICRP, 2017; VASSILEVA *et al.*, 2015).

Entre os documentos internacionais que definem e abordam o conceito de DRL estão a ICRP 73 (1993), a ICRP 103 (2007), a ICRP 135 (2017) e as Diretrizes Europeias 185 (2018), especificamente para pacientes pediátricos.

No Brasil, observa-se a preocupação com a necessidade de definir as DRLs nacionais. Oliveira e Bacelar (2020) propuseram valores de DRLs no Hospital de Clínicas de Porto Alegre, baseando-se na metodologia descrita na ICRP 135 (2017). Savi (2014) fez um levantamento dos valores de dose em exames de TC, no estado de Santa Catarina, e propôs valores de DRLs a nível estadual, enfatizando a importância das DRLs no processo de redução de dose nos exames. Porto (2014), dentre os objetivos específicos de sua tese, propôs o estabelecimento de DRLs no Hospital Pequeno Príncipe em Curitiba.

Embora o estabelecimento de DRLs pediátricos seja um desafio na comunidade científica, devido à variação do peso, até mesmo em indivíduos de mesma idade, é uma metodologia de extrema importância no processo de redução de dose.

2.4.3 Proteção Radiológica em Pediatria

A *Image Gently* é uma organização internacional, fundada em meados de 2007, que tem como objetivo aumentar a conscientização dos profissionais em radiologia sobre a necessidade de ajustar e reduzir a dose de radiação em exames radiológicos de crianças. Tem como organizações internacionais fundadoras a Associação Americana de Físicos Médicos (*The American Association of Physicists in Medicine – AAPM*), Colégio Americano de Radiologia (*American College of Radiology – ACR*) e a Sociedade Americana de Técnicos e Tecnólogos (*American Society of Radiologic Technologists – ASRT*). Porém, diversas outras organizações de nível mundial são parceiros da *Image Gently Alliance* na promoção de redução de dose em exames pediátricos (IMAGE GENTLY, 2007).

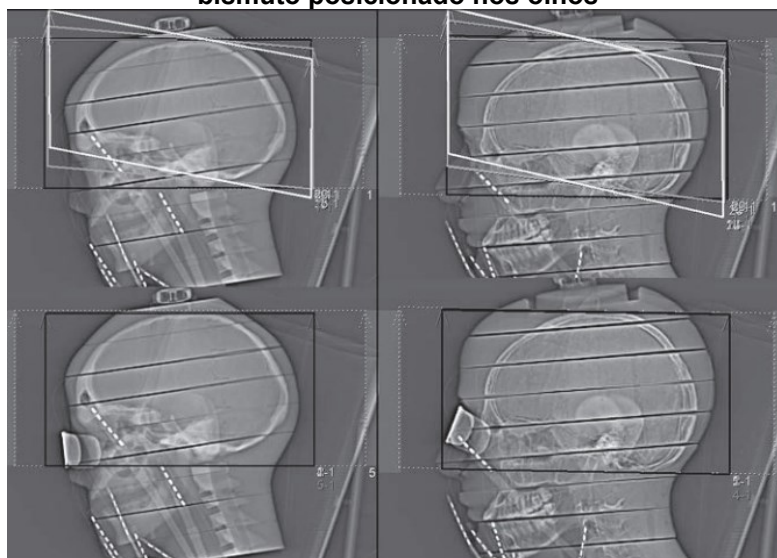
O primeiro princípio de proteção radiológica para pacientes pediátricos, pode ser considerada a indicação clínica adequada para o diagnóstico por TC, ou seja, a justificção. Deve-se, sempre que possível, buscar-se a utilização de outros métodos de diagnóstico por imagem que não façam o uso de radiação ionizante, como por exemplo a ultrassonografia ou a ressonância magnética (IAEA, 2012).

Para algumas patologias, os protocolos dos exames por TC necessitam de várias fases de aquisição, ou seja, várias varreduras na mesma região anatômica. Sendo assim, a redução do número dessas fases também é um protocolo importante na redução de dose. A utilização da ferramenta de controle automático de exposição ou modulação de corrente para exames de tórax e abdômen também é uma estratégia que apresenta resultados significativos para a redução das doses (IAEA, 2012). Nos diferentes *softwares*, essa ferramenta possui várias nomenclaturas; no equipamento Toshiba®, por exemplo, ela é denominada *Sure Exposure 3D*. Este recurso controla a corrente do tubo com base na região anatômica e no tamanho do corpo, permitindo que a exposição à radiação seja reduzida para regiões do corpo menores e é utilizada em protocolos de exames de tórax e abdômen (TOSHIBA, 2010). A modulação

automática de corrente é indicada para uso em exames de crânio para diversos fabricantes, porém a AAPM não recomendada para exames de crânio no equipamento Toshiba 64 canais (AAPM, 2013).

Na tentativa de minimizar a exposição do cristalino, nos exames de crânio, Nikupaavo *et al.* (2014) sugerem a inclinação do *gantry*, conforme a Figura 16.

Figura 16 – Esquema da inclinação do *gantry* quando possível e utilização do escudo de bismuto posicionado nos olhos



Fonte: Nikupaavo *et al.* (2014)

Caso não seja possível angular o *gantry*, de forma a afastar o cristalino da exposição primária, excluindo-o do campo de varredura, Nikupaavo *et al.* (2014) sugerem a utilização de protetores de bismuto posicionados na região dos olhos.

No entanto, a utilização de protetores de bismuto não é indicada pela AAPM (2011), pois existem várias desvantagens, incluindo radiação espalhada, qualidade de imagem reduzida e resultados imprevisíveis quando combinados com controle automático de exposição, modulação de corrente de tubo ou aquisições de energia dupla. A AAPM recomenda que a utilização da blindagem de bismuto seja cuidadosamente considerada e implementada quando possível (AAPM, 2011).

2.4.4 Efeitos Biológicos no Radiodiagnóstico

Os efeitos biológicos da exposição à radiação ionizante já são conhecidos na comunidade científica. A interação da radiação com os tecidos humanos pode ser dividida em 4 estágios: físico, físico-químico e químico, que ocorrem cerca de

segundos após a exposição, e biológico, que pode perdurar por anos após a exposição (ICRP, 1977; OKUNO, YOSHIMURA, 2010).

Os efeitos biológicos também podem ser classificados conforme seu mecanismo de ação (OKUNO, YOSHIMURA, 2010; TAUHATA *et al.*, 2014; UNEP, 2016):

- direto: quando a radiação age diretamente na molécula de DNA de um cromossomo, podendo causar a morte do tecido ou órgão, ou a quebra das fitas (que geralmente são reparadas erroneamente pelo organismo, gerando as aberrações cromossômicas).
- indireto: quando a radiação age na molécula da água, num processo chamado radiólise, liberando radicais livres que interagem com outras moléculas, produzindo peróxido de hidrogênio, que ataca moléculas importantes como o DNA.

Quanto à natureza, os efeitos podem ser classificados como reações teciduais e estocásticos. As reações teciduais não são comuns no radiodiagnóstico, pois dependem de uma faixa de energia maior, a gravidade depende da dose e existe um limiar de dose. Pode-se entender neste contexto que, quanto maior a dose, maior a severidade do dano biológico, podendo ocorrer: eritema na pele, mucosite, escamação da epiderme, vasculopatia, necrose da matéria branca e, ultrapassando o limiar de dose, a síndrome aguda da radiação, com a danificação de diversos órgãos e tecidos, levando o indivíduo à morte (OKUNO, YOSHIMURA, 2010; UNEP, 2016).

Os efeitos de natureza estocástica são probabilísticos, ou seja, sua probabilidade de ocorrência é muito baixa para doses baixas. “Efeitos estocásticos são aqueles para os quais a probabilidade de ocorrer, está em função da dose, sem limiar (ICRP, 1977). Entre os efeitos estocásticos, a carcinogênese é o principal risco, considerando exposições de baixa dose, como as exposições no radiodiagnóstico. (ICRP, 1977). Neste contexto, qualquer exposição, a qualquer dose de radiação, pode resultar ao desenvolvimento de câncer, inclusive a radiação ambiental. Os efeitos estocásticos são sempre tardios, podendo aparecer depois de muitos anos após a exposição, como é o caso da leucemia (OKUNO, YOSHIMURA, 2010).

Conforme Tauhata *et al.* (2014), os efeitos da radiação dependem da dose, do fracionamento destas doses, do tipo de radiação e do tipo de célula e tecidos expostos. Portanto, alguns órgãos como testículos, ovários, cristalino, medula óssea,

tireoide e mamas são mais radiosensíveis à radiação (ICRP, 1977; OKUNO, YOSHIMURA, 2010).

As crianças são mais radiosensíveis à exposição à radiação, devido à expectativa de vida longa, além dos órgãos e tecidos em formação, potencializando o desenvolvimento de câncer induzido no decorrer da vida (BRENNER *et al.*, 2001, OKUNO, 2018; ABORISADE *et al.*, 2019).

Conforme o relatório da UNEP (*United Nations Environment Programme*), 2016:

Crianças expostas à radiação em idades inferiores a 20 anos são duas vezes mais propensas a desenvolver câncer no cérebro do que adultos expostos à mesma dose. Uma associação semelhante foi notada para câncer de mama em meninas que foram expostas com idades inferiores a 20 anos.

Omer *et al.* (2020) estimaram a dose efetiva e a dose equivalente recebida pela tireoide e cristalino durante a TC de crânio. Os autores enfatizaram a necessidade de redução de dose em exames de TC na região da cabeça, devido a lesões induzidas pela radiação ionizante, como câncer de tireoide e catarata, considerando os órgãos radiosensíveis como cristalino e tireoide, que são diretamente expostos nesses exames.

Portanto faz-se necessária a atenção aos exames diagnósticos que utilizam a radiação, mesmo que em doses baixas. Os técnicos e tecnólogos, juntamente com a equipe médica e física médica, devem trabalhar em conjunto para reduzir a dose minimizando os riscos da exposição no radiodiagnóstico.

2.5 LEVANTAMENTO BIBLIOGRÁFICO

A preocupação com a proteção radiológica, principalmente em TC, não é recente. Uma busca realizada na base de dados SCOPUS utilizando como algoritmos as palavras *radiological*, *protection*, *computed* e *tomography*, juntamente com o operador booleano AND e restrição para linguagem em inglês (por possuir significativo número de publicações) mostrou mais de 700 artigos sobre o tema, sendo que as primeiras publicações são encontradas no ano de 1978.

A pesquisa bibliográfica foi realizada no período de dezembro de 2021 a janeiro de 2022. Nas bases de dados SCOPUS e PUBMED, com as palavras chaves *optimization*, *pediatric*, *computed*, *tomography*, utilizando-se do operador booleano

AND, com restrições de linguagem em inglês e considerando os últimos cinco anos (2017 até 2022), foram encontrados 125 estudos no SCOPUS e 81 estudos no PUBMED. Foram selecionados para leitura por análise do título e resumos, que abordavam diferentes métodos de otimização e de DLRs; estudos com resultados irrelevantes foram excluídos da análise. Um total de 25 artigos relevantes foram selecionados para leitura e estão mostrados no Quadro 1.

Quadro 1 - Relação dos artigos selecionados para leitura

Autores (as)	Título	Ano	Estudo
WORRALL M. et al.	Análise e resultados de uma auditoria nacional no Reino Unido de exames de TC pediátrica	2022	Propor DRLs nacionais no Reino Unido para exames de TC pediátrica, auxiliando no processo de otimização.
WORRALL M. et al.	Otimização dos exames tomográficos pediátricos na Escócia: fase um; avaliação comparativa.	2021	Estudo utilizando-se de objetos simuladores para levantamento de dose e estratégias de otimização na Escócia.
SATHARASINGHE D. et al.	Níveis De Referência Diagnóstica Pediátrica Em Tomografia Computadorizada: Uma Revisão Sistemática.	2021	Revisar a literatura existente sobre DRLs em TC pediátrica e metodologias para estabelecê-los.
KAMDEM F. E. et al.	Otimização de tomografias computadorizadas pediátricas em um país em desenvolvimento	2021	Avaliação de parâmetros de aquisição no processo de otimização.
SULIEMAN A. et al.	Um levantamento das doses de radiação pediátrica durante exames multifásicos de tomografia computadorizada abdominal.	2021	Otimização com a redução das fases do exame, e definição precisa do campo de varredura.
GRICIENE B. et al.	Níveis de referência de diagnóstico local para procedimentos de TC de cabeça pediátrica.	2021	Estimar as doses de exposição à radiação e definir DRLs locais para exames de TC de crânio de acordo com a idade.
PRATAMA I. B. G. P. e MULIA I. R.	Análise de nível de referência de diagnóstico (DRL) da modalidade de TC para procedimento de crânio em paciente pediátrico	2021	Ênfase na necessidade de estabelecer DRLs na Indonésia.

PRIYANKA KADAVIGERE R. et al.	Níveis de referência diagnóstico para exames de TC na população pediátrica - uma revisão sistemática	2021	Revisão bibliográfica sobre DRLs, e o aumento dos estudos sobre o tema mundialmente.
ZAMANI H. et al.	Estimativa de níveis de referência de diagnóstico e doses alcançáveis para pacientes pediátricos em exames de tomografia: um estudo multicêntrico	2021	O estudo fornece os DRLs locais para a tomografia computadorizada pediátrica mais comum na província de Yazd
ABDULKADIR M. K. et al.	Avaliação da dose de radiação com base na idade em pacientes pediátricos recebidos de exame de TC de crânio em um terciário hospital, Nigéria	2021	Avaliar a dose de radiação baseada na idade a partir de TC pediátricas em um único centro na Nigéria.
JOSEPH ZIRA D. et al.	DRLs com base em indicação clínica para exames de TC de crânio pediátrica em Kano Metropolis, noroeste da Nigéria.	2021	Determinar os DRLs com base na indicação clínica para exames de TC de crânio pediátrica na Nigéria.
SOLOMON D. Z. et al.	Princípios de justificação e otimização do ALARA em TC pediátrica em um hospital universitário na Etiópia	2020	Avaliar a aplicação dos "Princípios de justificativa e otimização de ALARA em TC pediátrica.
MUHAMMAD N. A. et al.	Nível de referência de diagnóstico de dose de radiação e qualidade de imagem entre exames de TC pediátrica em um terciário Hospital na Malásia	2020	Definir DRLLs para exames de TC pediátrica com um índice de ruído como um indicador de qualidade de imagem.
ABDULKADIR M. K. et al.	Otimização da dose no exame tomográfico pediátrico: Avaliação dos protocolos de varredura atuais associados com dose de radiação	2020	Otimizar a prática local atual por meio da investigação da distribuição da dose de radiação e dos protocolos de rotina existentes de exames de TC de cabeça e abdômen pediátricos
ALKHORAYEF M.	Levantamento da exposição de imagens pediátricas a partir de exames de tomografia computadorizada	2020	Propor NDRs, com valores comparáveis às Diretrizes Europeias sobre Critérios de Qualidade em TC. Necessidade de treinamento da equipe em conceitos de otimização da dose de radiação.

ÉLIER D. <i>et al.</i>	Pesquisa multicêntrica sobre a dose no paciente em imagiologia pediátrica e proposta de atualização dos níveis de referência de diagnóstico para França.	2020	Apresentar um relatório sobre uma pesquisa de dose e sugerir novos níveis de referência de diagnóstico (DRLs) para tomografia computadorizada pediátrica na França.
JARAMILLO-GARZÓN W. <i>et al.</i>	Estimativas de dose de tamanho específico para tomografias de crânio sem contraste pediátricas: um estudo retrospectivo de pacientes em Tunja, Colômbia.	2021	Estudar a viabilidade da estimativa de dose específica de tamanho (SSDE) para a dosimetria do paciente em TC de crânio pediátricas e estabelecer valores típicos em um hospital em Tunja, Colômbia.
TAHMASEBZADEH A. <i>et al.</i>	Avaliação pediátrica regional de DRL em exames de TC comuns para otimização de exposição médica em Teerã, Irã	2020	Avaliar o DRLs regional em exames de TC para otimizar a exposição médica em cinco centros de imagens médicas pediátricas no Teerã.
KARAPPARA J. <i>et al.</i>	Otimização do protocolo de TC do cérebro pediátrico para atingir a redução da dose do paciente	2020	Desenvolver um protocolo de baixa dose, específico para a idade, para TC de crânio pediátrica
EKPO E. U. <i>et al.</i>	Dose de referência para exame de tomografia computadorizada de cabeça pediátrica na Nigéria	2019	Propor DRLs para TC de crânio pediátrica na Nigéria e avaliar se as instalações adaptam os protocolos às padronizações específicas por idade.
BASHIER E. H. e SULIMAN I. I.	Determinação da Dose de Radiação em Exames de TC Abdominal de Crianças em Hospitais Sudanese usando SSDE	2019	Estimar a exposição à radiação de crianças submetidas a exames de TC com múltiplos detectores usando SSDE
PAPADAKIS A. E. e DAMILAKIS J.	Modulação automática da corrente do tubo e seleção da tensão do tubo em tomografia computadorizada pediátrica: um fantasma. Estudo sobre dose de radiação e qualidade de imagem	2019	Investigar os efeitos da modulação automática de corrente de tubo e seleção automática de voltagem de tubo na dose de radiação e qualidade de imagem em pediatria, e exames de TC.
RAMÍREZ E. <i>et al.</i>	Sobre o índice de dose do CT: Estamos enfrentando o desafio?	2019	Confirma que o CTDI _{vol} é uma métrica prática e valiosa para a otimização de dose.

DE BONDT T. <i>et al.</i>	Benchmarking de protocolos pediátricos de TC de crânio usando um sistema de software de rastreamento de dose: um estudo multicêntrico.	2017	Referenciar a prática padrão regional para procedimentos pediátricos de TC de crânio em termos de dose de radiação e parâmetros de aquisição
IDEGUCHI R. <i>et al.</i>	O estado atual da exposição à radiação de exames de tomografia computadorizada pediátrica no Japão - o que temos que fazer?	2018	Proposta de padronização no uso de TC no Japão.

Fonte: Autoria própria (2022)

A maioria dos estudos recentes sobre otimização em TC pediátrica enfatiza a necessidade de se estabelecerem níveis de referência diagnóstica (NRD) ou DRLs, um método auxiliar no processo de otimização, tanto em nível local, como em nível nacional, independente do país. Contudo, no Brasil, existe uma lacuna com relação aos níveis de referência nacionais, pois os valores disponíveis na IN 93 são pouco abrangentes (ANVISA, 2021).

Outras estratégias também foram estudadas recentemente: Jaramillo-Garzón *et al.* (2021) e Bashier e Sulieman (2019) utilizaram-se do SSDE para estabelecer valores de dose típico para pacientes pediátricos.

Solomon *et al.* (2020) e Sulieman *et al.* (2021) recomendam a determinação precisa do campo de varredura, de acordo com a indicação clínica, assim como a atenção ao número de fases do exame, principalmente exames de corpo, avaliando-se a real necessidade de várias fases para o diagnóstico – considerando o peso do paciente. Os estudos enfatizam também o treinamento da equipe técnica sobre a cultura da proteção radiológica.

Papadakis e Damilakis (2019) ressaltaram a utilização de controle automático de exposição ou modulação automática da corrente para minimizar a dose em pacientes pediátricos. Worrall *et al.* (2022) apontaram a modulação automática da corrente, reconstrução interativa (utilização de filtros redutores de ruído) e seleção apropriada de tensão do tubo como estratégias para a redução de dose.

Abdulkadir *et al.* (2020) apontaram para a variação de tensão e corrente do tubo no processo de otimização. Tahmasebzedeh *et al.* (2020) e Eddy *et al.* (2021) também concluíram que a alteração dos parâmetros de aquisição, como tensão e

corrente do tubo, juntamente com a espessura de corte e o *pitch*, resultam em redução significativa de dose para pacientes pediátricos.

Karappara *et al.* (2020) utilizaram-se da variação apenas da corrente do tubo no estudo, para diferentes faixas etárias, estimando a dose efetiva por meio do DLP, com fator de conversão específicos para a idade. As imagens foram avaliadas por radiologista e foram consideradas inadequadas para diagnóstico, mesmo com a redução significativa da dose alcançada no estudo. Sendo assim, o estudo concluiu que a variação deve ocorrer com dois ou mais parâmetros de aquisição, para não haver perda na qualidade das imagens.

Especificamente para o método proposto neste estudo, onde a validação do fator qualidade se dá por meio da análise da FOM, também foi realizada pesquisa bibliográfica no SCOPUS e PUBMED, utilizando-se das palavras *figure of merit*, *computed tomography*, *pediatric*, nos últimos cinco anos, tendo sido encontrados os estudos do Quadro 2.

Quadro 2 - Relação dos artigos selecionados para leitura, que abordam a relação da redução de dose com a FOM

Autores (as)	Título	Ano	Estudo
PACE E. e BORG M.	Otimização De Um Protocolo Pediátrico De CT Do Cérebro: Uma Abordagem De Figura De Mérito	2018	Proposta de utilização da FOM como ferramentas para auxiliar no processo de otimização.
CHANG K. P. et al.	Otimização de dose e qualidade de imagem em computador adulto e pediátrico tomografias	2017	Melhorar a imagem de TC estudando-se os parâmetros de aquisição e FOM.
MONTOYA J. C. et al.	TC de baixa dose para craniossinostose: Preservando o diagnóstico Beneficie-se com a Redução Substancial da Dose de Radiação	2017	Avaliar o potencial de redução da dose de radiação em pacientes pediátricos com suspeita de craniossinostose, utilizando a FOM.

Fonte: Autoria própria (2022)

No Brasil, os autores Real *et al.* (2020) estudaram a redução da dose de radiação em exames de TC de crânio adulto utilizando algoritmos de redução de ruído (filtros de reconstrução), também aplicando a FOM para a avaliação do coeficiente de qualidade.

A metodologia da FOM para análise de qualidade foi empregada no estudo da RCR e redução de dose glandular média em sistemas de mamografia. Os autores Moraes *et al.* (2017), utilizaram-se da FOM para analisar a qualidade das imagens geradas após mudanças dos parâmetros de aquisição em exames de mamografia.

Capeleti (2010) estudou a dose efetiva, a razão sinal-ruído e a razão contraste-ruído em TC de multidetectores, realizando a análise do fator qualidade, através da FOM. O autor enfatizou em seu estudo que o coeficiente de qualidade (Q), nunca deve ser olhado apenas numericamente, pois é apenas uma ferramenta para auxiliar nos processos de otimização.

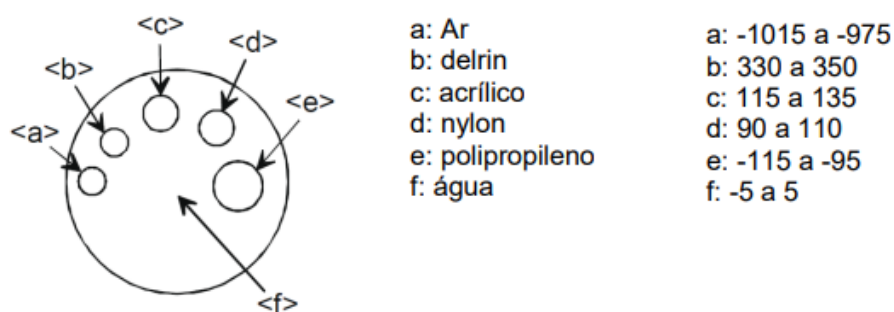
3 MATERIAIS E MÉTODOS

Primeiramente, o estudo foi submetido para aprovação no CEP (Comitê de Ética em Pesquisa), a qual ocorreu em 26 de outubro de 2020, sob o CAAE número 36703920.0.0000.0096 e parecer número 4.360.036 (Anexo B).

O estudo foi realizado no equipamento de TC modelo Aquillion 64 (TSX-101A), marca Toshiba®, este equipamento possui o software que disponibiliza três opções de espessura e colimação: 0,5x64, 0,5x32 e 1,0x32, sendo que a espessura do corte pode ser de 0,5 mm ou 1 mm e são utilizadas 32 ou 64 fileiras de detectores ou canais. A tensão do tubo pode ser alternada entre os valores de 80 kV, 100 kV, 120 kV e 135 kV. Sendo que a corrente do tubo pode variar de 50 mA a 500 mA. O tempo de rotação do tubo possui as opções de 0,4 s, 0,45 s, 0,5 s, 0,6s, 0,75 s, 1 s e 1,5 s. Com relação a calibração do FOV o software dispõe de cinco opções: LL:500 mm, L:400 mm, M:320 mm, S:240mm e SS:180mm. O *pitch* disponível no sistema é pré-estabelecido entre *standart*: 1,484, *fast*: 0,828, *detail*: 0,641, também oferece a opção manual. O software disponibiliza os modos de aquisição axial, helicoidal e dinâmico, possibilitando a aquisição de imagens do corpo, abrangendo estudo de vasos arteriais, e reconstruções multiplanares e 3D das estruturas anatômicas. (TOSHIBA, 2010).

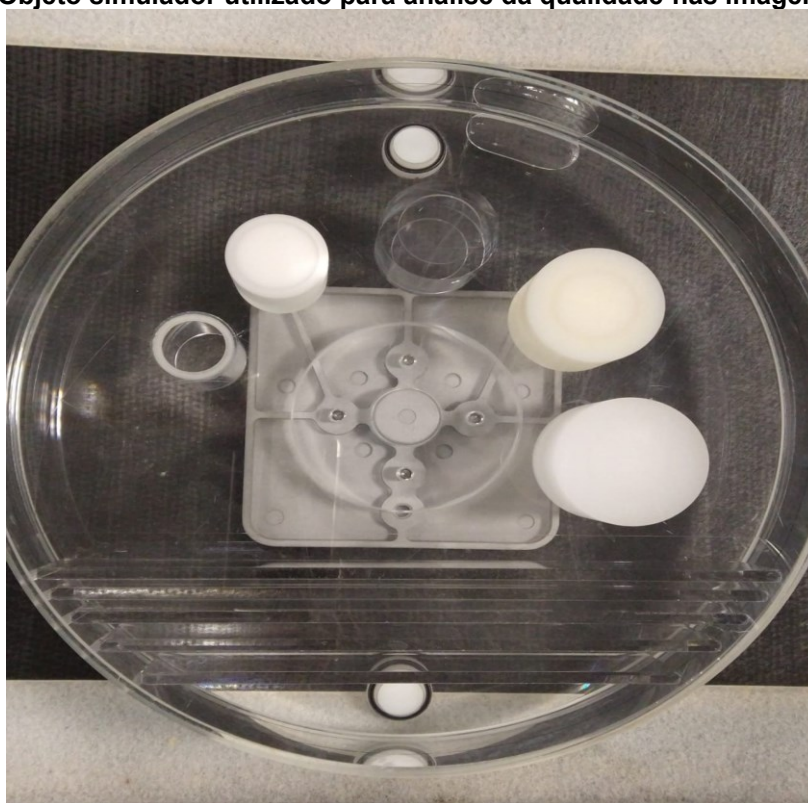
Para o levantamento da RCR e análise da qualidade das imagens nos protocolos experimentais foi utilizado o objeto simulador TOS, também da marca Toshiba. Este objeto simulador é preenchido por água e no seu interior possui cinco objetos cilíndricos preenchidos com diferentes materiais: ar, delrin, acrílico, nylon e polipropileno, que simulam os diferentes coeficientes de atenuação que são exibidos em HU (Figuras 17 e 18) (TOSHIBA, 2010).

Figura 17- Materias inseridos no objeto simulador e suas correspondentes HU



Fonte: Toshiba (2010)

Figura 18 – Objeto simulador utilizado para análise da qualidade nas imagens adquiridas



Fonte: Autoria própria (2021)

Neste estudo, enfatizou-se a redução dos descritores de dose $CTDI_{vol}$ e DLP. Não foi realizado o levantamento da dose de entrada do paciente, dose absorvida nos órgãos ou tecidos, mas a estimativa da dose na saída do tubo de raios X.

3.1 AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DO CTDI_{vol} – PRIMEIRA ETAPA DO ESTUDO

O teste foi realizado conforme metodologia proposta pela IAEA, no documento *Quality Assurance Programme For Computed Tomography: Diagnostic And Therapy Applications* (IAEA, 2012).

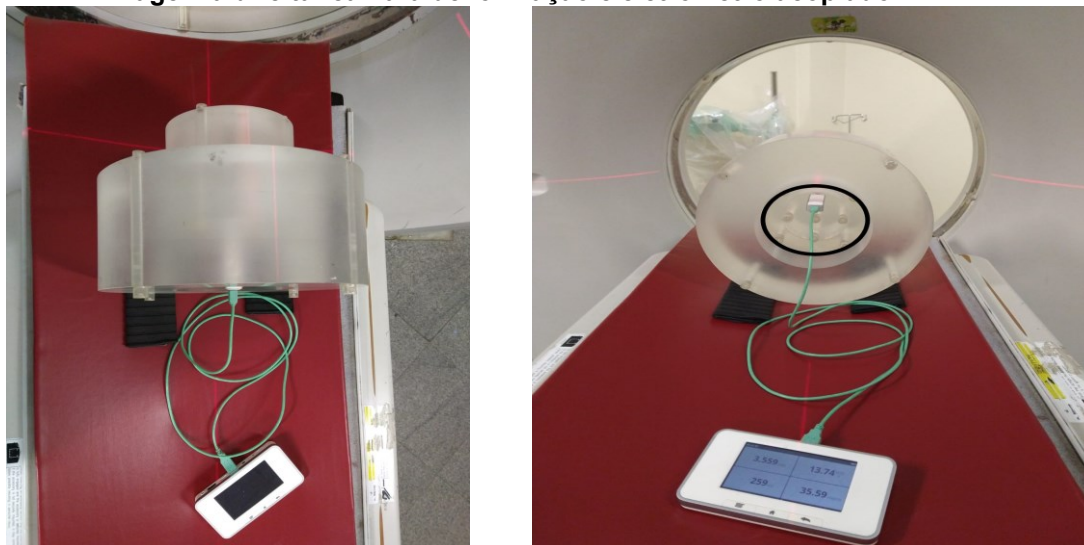
3.1.1 Materiais teste de acurácia

Foi empregada uma câmara de ionização tipo lápis, da marca RaySafe X2 (Billdal, Suécia), com 100 mm e eletrômetro acoplado à mesma, de mesma marca da câmara. O detector foi calibrado em outubro de 2020 no Laboratório de Ensaios de Produtos para a Saúde (LabProSaud) do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia (IFBA).

Neste teste, também foi empregado um objeto simulador preenchido com água, de material PMMA, marca Martini Science (Rio Grande do Sul, Brasil), modelo MSC1 809707, com 16 cm de diâmetro e com 5 orifícios para introduzir a câmara de ionização e fazer as medições central e periféricas (Anexo D). Essas posições são denominadas como as horas do relógio, como sendo 3h, 6h, 9h, 12h, conforme a Figura 19.

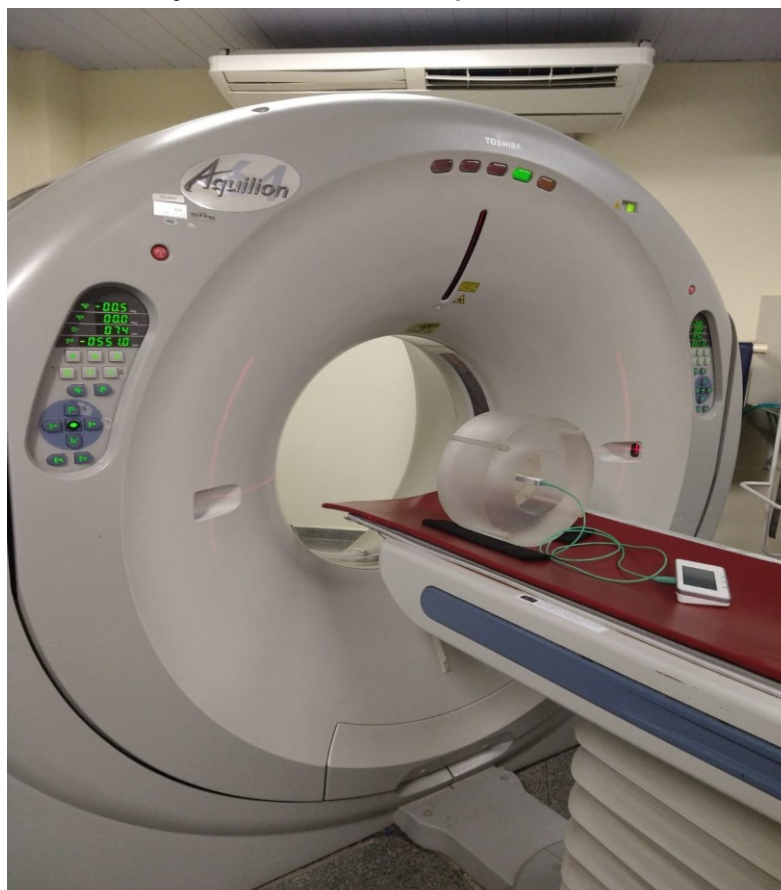
O objeto simulador foi posicionado na mesa de exames do tomógrafo (Figura 20), pertencente à Unidade de Diagnóstico por Imagem do hospital universitário de grande porte em Curitiba-PR.

Figura 19 - Imagem à esquerda: simulador com 16 cm de diâmetro voltado para o gantry. Imagem à direita: câmara de ionização e eletrômetro acoplado



Fonte: Aatoria própria (2021)

Figura 20 – TC e objeto simulador PMMA posicionado na mesa de exames



Fonte: Aatoria própria (2021)

3.1.2 Método Para Avaliação de Acurácia $CTDI_{vol}$

Foram realizadas quatro exposições em cada orifício do objeto simulador PMMA e, em seguida, foram calculadas as leituras médias, nos diferentes ângulos. Foi calculado o índice de dose em tomografia (CTDI) por meio da equação 15:

$$CTDI_{100} = \frac{R \cdot N_k \cdot F_c \cdot L}{n} \cdot \frac{1}{T} \quad (15)$$

onde: R = leitura da câmara de ionização, N_k = fator de calibração da câmara de ionização, F_c = fator de conversão de kerma no ar para dose absorvida no meio, n = número de cortes tomográficos para cada varredura do sistema, L = comprimento ativo da câmara e T = espessura nominal do corte tomográfico.

Os dados dos parâmetros utilizados no equipamento, os fatores da câmara de ionização e os parâmetros de aquisição do corte único axial estão representados na Tabela 4.

Tabela 4 - Parâmetros de conversão helicoidal- axial 1 corte

Parâmetros técnicos de aquisição	Protocolo 0 a 2 anos	Protocolo 6 a 12 anos
Tempo de exposição por rotação (s)	0,5	0,5
Nº de canais	4	4
Colimação no eixo Z = T (mm)	4	4
Pitch	0,656	0,656
L (mm)	100	100
N_k	0,959	0,959
Incremento (mm)	1	1
f_c	1	1

Fonte: Equipe física médica do hospital de grande porte, setor de TC (2021)

Para calcular o $CTDI_w$ utilizou-se a equação 8 e para o cálculo do $CTDI_{vol}$ empregou-se a equação 9.

O $CTDI_{vol}$ verificado pelo teste foi comparado com o valor fornecido pelo console do equipamento de tomografia.

3.2 COLETA DE DADOS NOS RELATÓRIOS DICOM – SEGUNDA ETAPA DO ESTUDO

Nesta etapa da pesquisa, realizou-se o levantamento de dados no sistema de armazenamento das imagens médicas e informações relacionadas; PACs, (*Picture Archiving and Communication System*) ou seja, nos relatórios em formato DICOM, (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), no período de dezembro de 2020 até aproximadamente dezembro de 2021.

Informações pessoais dos pacientes, assim como as especificidades de cada exame realizado, ficam registrados para acesso posterior à realização do exame, conforme mostra a Figura 21. Porém, não houve acesso às informações pessoais dos pacientes nem aos laudos médicos dos exames.

Figura 21 – Representação das informações disponíveis após a realização dos exames

```

Patient Name (Country) :                               Study ID : 75005           Study Date :           (P. 2)
Patient Name (Multi-byte) :                           Accession No : 946707
ID :                                                    << Detail Information >>
Birth Date :                                           Study ID :
Sex :           Height(kg) :                            Age :
Patient Comment : CRANIO                             Height(cm) :
Study Date :                                           Body Part : CRANIO
Requesting Department :
Referring Physician :
Reporting Physician :
Operator Name :
Total Image Number :
<< Dose Information >>
Total mAs : 1728                                     Total Scan time : 12.96
CTDIvol (mGy) (Head) :                               (Body) : -
DLP (mGyca) (Head) :                                (Body) : -
<< Contrast/Enhance Information >>
Contrast Name :
1. CRANIO CRIANCA 6-12 ANOS
Total mAs Exposure Time CTDIvol DLP
SCANSCOPE[2]
2. CRANIO CRIANCA 6-12 ANOS
Total mAs Exposure Time CTDIvol DLP
HELICAL_CT

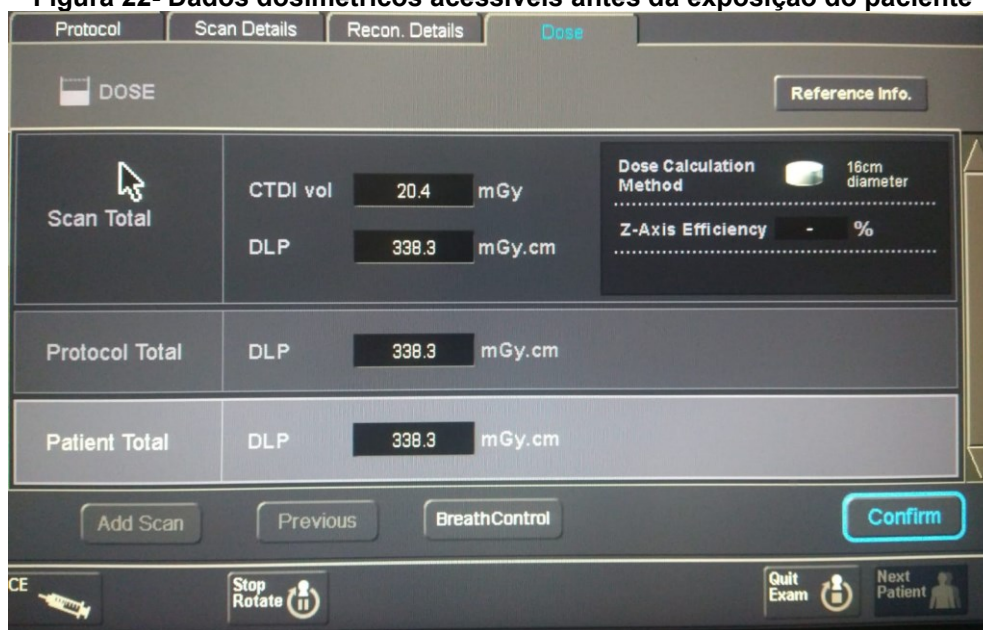
```

Fonte: Autoria própria (2021)

Os protocolos utilizados no serviço são classificados conforme as faixas etárias de 0 a 2 anos, 3 a 5 anos e 6 a 12 anos e foram observadas 15 amostras de cada protocolo, para a coleta dos valores de CTDI_{vol} e DLP.

O equipamento também disponibiliza os dados dosimétricos para análise antes da exposição (Figura 22), possibilitando ao profissional técnico/tecnólogo a alteração dos parâmetros visando à redução de dose antes da aquisição das imagens.

Figura 22- Dados dosimétricos acessíveis antes da exposição do paciente



Fonte: Autoria própria (2021)

3.3 ENSAIO DOS PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS – TERCEIRA ETAPA DO ESTUDO

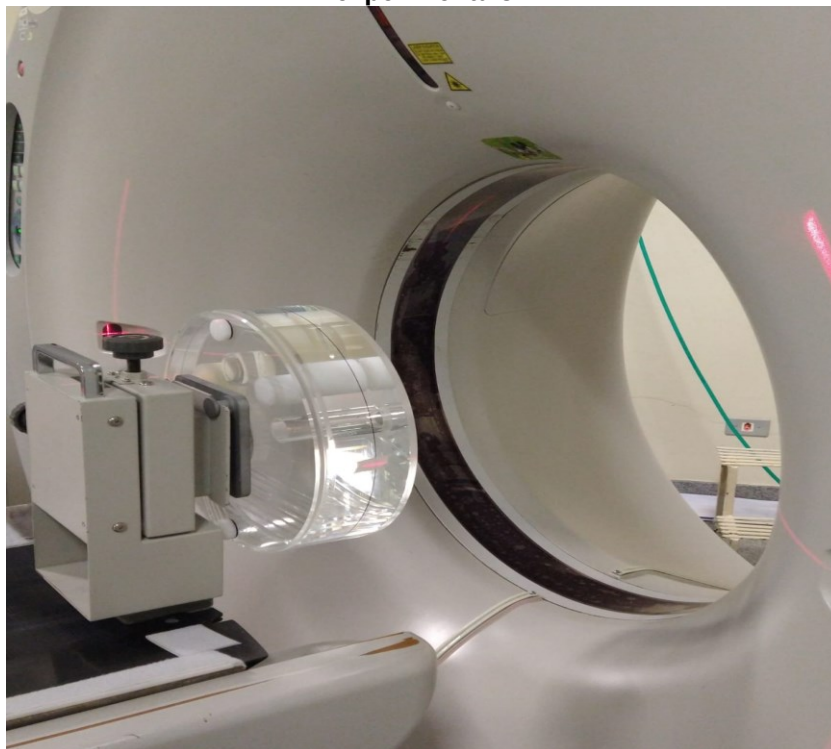
As imagens dos protocolos sugeridos pela otimização foram adquiridas no equipamento de tomografia computadorizada Modelo Aquillion 64 (TSX-101A), marca Toshiba®. O equipamento pertence à Unidade de Diagnóstico por Imagem de um hospital universitário de grande porte em Curitiba-PR.

Para a análise da RCR foi utilizado um objeto simulador TOS, fornecido pelo fabricante. O objeto simulador foi posicionado no *gantry* (Figura 23), conforme a realização de rotina dos exames de crânio e, em seguida, foram realizadas quatro aquisições, cada qual com suas respectivas alterações nos parâmetros de aquisição em relação aos protocolos originais.

Os parâmetros de aquisição dos protocolos apresentados neste estudo, foram sugeridos com base nas recomendações da AAPM (2015) e os parâmetros utilizados na rotina do setor de TC.

Imediatamente após as aquisições, foi observado no relatório DICOM o resultado do descritor de dose $CTDI_{vol}$ apresentado em cada sugestão de protocolo estudada. Foram desconsiderados os valores de DLP obtidos no objeto simulador.

Figura 23 – Objeto simulador posicionado para aquisição das imagens dos protocolos experimentais



Fonte: Autoria própria (2021)

Na etapa seguinte, foi necessário analisar a relação entre a dose e a qualidade das imagens geradas em cada protocolo de sugestão. Esta análise é de extrema importância, pois se a dose expressada através dos descritores for muito baixa, haverá perda substancial na qualidade das imagens, podendo prejudicar o diagnóstico.

Portanto, foi efetuado o levantamento da RCR (Figura 24) nos quatro protocolos sugeridos, por meio da seleção de uma ROI, ferramenta acessível no console do equipamento. A ROI corresponde a um círculo colocado sobre a imagem, que mede a densidade do tecido (segundo a escala Hounsfield), a área correspondente e o desvio padrão.

Figura 24 – Representação do levantamento do sinal e do ruído em duas estruturas



Fonte: Autoria própria (2021)

Em cada sugestão de protocolo, foi selecionada uma imagem central, e realizado o levantamento de HU e ruído de duas áreas adjacentes na imagem. Neste estudo, as áreas escolhidas foram a água e o simulador de nylon.

A última etapa foi realizar o levantamento do fator qualidade, através da análise da FOM, relacionando o $CTDI_{vol}$ com o fator de qualidade RCR, em todas as sugestões de otimização, comparando-as com os protocolos atuais.

Ao se estudar os parâmetros de aquisição dos protocolos atuais para cada faixa etária, constatou-se que o único parâmetro que apresentou diferença, foi a tensão do tubo, conforme mostra a Tabela 5.

Tabela 5 - Parâmetros de aquisição das imagens utilizados nos protocolos de rotina no serviço de TC

Parâmetros Atuais	0 a 2 anos	3 a 5 anos	6 a 12 anos
Tensão (kV)	100	120	120
Corrente Do Tubo (mA)	200	200	200
Tempo De Rotação (s)	0,5	0,5	0,5
Tempo Aquisição (s)	7,0	7,0	7,0
N x T (mm)	0,5 x 32	0,5 x 32	0,5 x 32
Pitch	0,656	0,656	0,656

Fonte: Autoria própria (2021)

3.3.1 Estudo do protocolo de 0 a 2 anos

Foram sugeridos quatro protocolos experimentais, nomeados como sugestão 1, sugestão 2, sugestão 3 e sugestão 4. Os parâmetros utilizados nos protocolos experimentais são baseados na recomendação da AAPM (2015), e ensaio com a tensão de 80 kV. Em cada sugestão, foram alterados diferentes parâmetros de aquisição, conforme a Tabela 6.

Tabela 6 - Parâmetros de aquisição nas sugestões de protocolo de 0 a 2 anos

Protocolo 0 a 2 anos	Tensão (kV)	Corrente(mA)	Tempo de Rotação (s)	N x T(mm)
Atual	100	200	0,5	0,5 x 32
Sugestão 1	80	250	0,5	0,5 x 32
Sugestão 2	100	200	0,4	0,5 x 32
Sugestão 3	80	200	0,5	0,5 x 64
Sugestão 4	100	160	0,6	0,5 x 64

Fonte: Autoria própria (2021)

As aquisições foram realizadas no objeto simulador TOS e posteriormente às aquisições, foram observadas, no console do equipamento, as variações dos $CTDI_{vol}$ desconsiderando os valores de DLP. Em seguida, foi selecionada uma imagem central do objeto simulador para o levantamento do sinal e ruído em duas áreas selecionadas, para o levantamento da RCR nos protocolos sugeridos e no atual (Tabela 7).

Tabela 7 - Dados obtidos com a ROI para a análise da RCR nos protocolos sugestivos em comparação com o atual (faixa etária de 0-2 anos)

Protocolo 0 a 2 anos	Água		Nylon		RCR
	Sinal	Ruído	Sinal	Ruído	
Atual	6,9	46,2	89	38,5	1,777056
Sugestão 1	3,6	76,4	72,8	65,2	0,905759
Sugestão 2	9	55,1	89,7	44,5	1,46461
Sugestão 3	7,2	85,6	71,3	77,1	0,748832
Sugestão 4	9,6	45,3	88	42,3	1,730684

Fonte: Autoria própria (2021)

A última etapa, foi a análise da qualidade, utilizando-se da FOM, para identificar qual das sugestões apresentou a melhor relação entre a redução do $CTDI_{vol}$ e a conservação, ou aumento, do fator qualidade.

3.3.2 Estudo do protocolo de 3 a 5 anos

Nesta faixa etária, a metodologia utilizada em relação ao protocolo de 0 a 2 anos, não foi alterada, porém foi sugerido apenas uma opção de protocolo, denominada sugestão 5. Os parâmetros alterados na sugestão 5 estão baseados na opção de sugestão que apresentou resultados satisfatórios na faixa etária de 0 a 2 anos e nas recomendações da AAPM (2015), conforme Tabela 8.

Tabela 8 - Parâmetros alterados para o protocolo sugestivo 5 em comparação com o atual

Protocolo 3 a 5 anos	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo de Rotação (s)	N x T(mm)
Atual	120	200	0,5	0,5 x 32
Sugestão 5	100	180	0,6	0,5 x 64

Fonte: Autoria própria (2021)

Como no estudo da faixa etária anterior, foi realizado o levantamento das razões contraste-ruído, tanto do protocolo de 3 a 5 anos utilizado na rotina, como da sugestão proposta e realizada análise comparativa dos valores obtidos, conforme Tabela 9.

A última etapa consistiu na análise da qualidade, utilizando-se da FOM, para identificar a relação entre a redução do $CTDI_{vol}$ e a conservação ou aumento do fator qualidade entre os dois protocolos.

Tabela 9 - Dados obtidos com a ROI para a análise da RCR no protocolo sugestivo em comparação com o atual (faixa etária de 3-5 anos)

Protocolo 3 a 5 anos	Água		Nylon		RCR
	Sinal	Ruído	Sinal	Ruído	
Atual	21	40,5	94,9	26,1	1,824691
Sugestão 5	12,8	42,9	82,6	31,6	1,62704

Fonte: Autoria própria (2021)

3.3.3 Estudo do protocolo de 6 a 12 anos

Como já mencionado anteriormente, a metodologia não foi alterada em relação às faixas etárias anteriores e, também, foi sugerida apenas uma opção de protocolo, chamada de sugestão 6 (Tabela 10). Optou-se por manter a rotação do tubo do protocolo original, para manter o tempo de aquisição mais rápido, pois nesta

faixa etária, a maioria dos pacientes conseguem permanecer imóveis para a realização da TC sem a necessidade de sedação. Porém, com a alteração da espessura e do número de detectores, foi possível reduzir o tempo de aquisição de 7 segundos para 4 segundos.

Tabela 10 - Parâmetros alterados para o protocolo sugestivo 6 em comparação com o atual

Protocolo 6 a 12 anos	Tensão (kV)	Corrente(mA)	Tempo de Rotação (s)	N x T (mm)
Atual	120	200	0,5	0,5 x 32
Sugestão 6	120	180	0,5	0,5 x 64

Fonte: Autoria própria (2021)

Também foi realizado o levantamento das razões contraste-ruído, para análise da FOM, conforme Tabela 11.

Tabela 11 - Dados obtidos com a ROI para a análise da RCR no protocolo sugestivo em comparação com o atual (faixa etária de 6-12 anos)

Protocolo 6 a 12 anos	Água		Nylon		RCR
	Sinal	Ruído	Sinal	Ruído	
Atual	21	40,5	94,9	26,1	1,824691
Sugestão 6	23	40,8	104,6	31,7	2

Fonte: Autoria própria (2021)

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 RESULTADO DO TESTE DE ACURÁCIA

O índice de dose $CTDI_{vol}$, apresentado no console do equipamento e posteriormente nos relatórios DICOM, está condizente com o calculado através da câmara de ionização, conforme mostrado na Tabela 12, visto que a variação percentual entre o valor calculado e o valor apresentado no console não pode exceder 20% (IAEA, 2012). Como a diferença entre os valores de $CTDI_{vol}$ foi de até 7,5%, foi considerado o valor apresentado no console do equipamento no atual estudo.

Tabela 12 - Resultado do teste de acurácia

Descritores	0 a 2 anos	3 a 12 anos
CTDI_w (mGy)	13,83	21,08
CTDI_{vol} monitor (mGy)	22,8	34,4
CTDI_{vol} calculado (mGy)	21,09	32,13
Diferença (%)	7,50%	6,59%
Resultado	CONFORME	CONFORME

Fonte: Autoria própria (2021)

4.2 RESULTADO DAS AMOSTRAS NO RELATÓRIO DICOM

A Tabela 13 mostra os valores dos descritores de dose ($CTDI_{vol}$ e DLP) nos protocolos atuais, antes da aquisição, ou seja, sem a exposição do objeto simulador e sem a consideração do *range* da varredura e variação de tamanho dos crânios. Verificou-se que os descritores são exatamente iguais para as faixas etárias de 3-5 anos e de 6-12 anos.

Tabela 13 - Dados dosimétricos observados nos protocolos antes da aquisição ou exposição do objeto simulador

Descritor	0 a 2 anos	3 a 5 anos	6 a 12 anos
CTDI_{vol}	22,8 mGy	34,4 mGy	34,4 mGy
DLP	332,8 mGy.cm	501,7 mGy.cm	501,7 mGy.cm

Fonte: Autoria própria (2021)

A Tabela 16 mostra os valores de DLP identificados nos relatórios DICOM para os 15 exames analisados retrospectivamente, para cada faixa etária. Constatou-

se uma variação nos valores dessa grandeza devido à área da exposição, que pode estar relacionado ao *range* de varredura e/ou à variação de tamanho dos crânios estudados, conforme mostra a Tabela 14.

Tabela 14 - Valores de DLP em mGy.cm observados nos protocolos após a realização do exame

0 a 2 anos (mGy.cm)	3 a 6 anos (mGy.cm)	6 a 12 anos (mGy.cm)
366,9	690,6	668,3
423,9	621,8	639,1
458,1	690,6	635,2
321,4	587,6	639,1
402,0	658,0	643,9
355,1	650,3	673,5
388,3	668,3	635,9
401,1	649,8	643,9
373,5	618,2	621,9
378,3	676,0	621,9
343,6	656,3	639,1
423,9	614,4	639,1
423,9	673,5	587,6
423,9	668,3	656,3
423,9	635,2	639,1
Média = 393,8 mGy.cm	Média = 650,6 mGy.cm	Média = 638,9 mGy.cm

Fonte: Autoria própria (2021)

Os valores de $CTDI_{vol}$ não apresentaram variação ou diferenciação dos valores nas amostras analisadas nos relatórios DICOM, mantendo-se 22,8 mGy para as 15 amostras de 0 a 2 anos e 34,4 mGy para as 15 amostras de 3 a 5 anos e 6 a 12 anos. A igualdade dos valores de $CTDI_{vol}$ tem relação com a não utilização da ferramenta de modulação de corrente, sendo aplicado mA fixo nos protocolos utilizados na rotina do serviço.

4.3 RESULTADO DOS ÍNDICES DE DOSE NOS PROTOCOLOS ESTUDADOS

A Tabela 15 apresenta os dados dosimétricos ($CTDI_{vol}$ e DLP) observados no console do equipamento antes da aquisição no objeto simulador para os protocolos

otimizados, e considerando o valor de $CTDI_{vol}$ e o valor da média de DLP observado retrospectivamente nos relatórios DICOM, nas diferentes faixas etárias.

Tabela 15 - Dados dosimétricos nos protocolos otimizados observados no console antes da exposição do objeto simulador, considerando o valor de $CTDI_{vol}$ e o valor da média de DLP observados no relatório DICOM nos protocolos atuais

Faixa etária	Atual		Otimizado	
	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm) Média 15 amostras	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm) Antes da aquisição no TOS
0-2 anos	22,8	393,8	20,4	338,3
3-5 anos	34,4	650,6	22,9	380,6
6-12 anos	34,4	638,9	28,8	478,2

Fonte: Autoria própria (2021)

As análises de redução de dose no atual estudo, foram realizadas em comparação aos dados da Tabela 15, pois o *range* de varredura no objeto simulador pode apresentar diferenças de DLP em comparação com o crânio humano nas diferentes faixas etárias.

4.4 RESULTADO NO PROTOCOLO DE 0 A 2 ANOS

Após a alteração dos parâmetros de aquisição, foi observado o $CTDI_{vol}$ e DLP, conforme a Tabela 16.

Tabela 16- Resultado do $CTDI_{vol}$ e DLP nas diferentes sugestões de protocolo 0 a 2 anos

Protocolos	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
Atual	22,8	393,8
Sugestão 1	16,4	239,0
Sugestão 2	18,2	266,2
Sugestão 3	12,2	202,5
Sugestão 4	20,4	338,3

Fonte: Autoria própria (2021)

Foi observado que em todas as sugestões de protocolo houve redução de $CTDI_{vol}$ e DLP em comparação ao protocolo atual. A sugestão 3, por exemplo, mostrou significativa a redução de $CTDI_{vol}$ em 46% e do DLP em 48%.

Porém, após a aquisição das imagens no objeto simulador para a análise da qualidade pela FOM, a sugestão 4 mostrou melhor resultado, pois foi alcançada a

redução de $CTDI_{vol}$ e DLP com aumento de qualidade de imagem, representada na Tabela 17.

Tabela 17 – Relação do $CTDI_{vol}$ com o fator qualidade no estudo de 0 a 2 anos

Protocolo	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	FOM
Atual	22,8	393,8	0,138506
Sugestão 1	16,4	239,0	0,050024
Sugestão 2	18,2	266,2	0,117862
Sugestão 3	12,2	202,5	0,045963
Sugestão 4	20,4	338,3	0,146827

Fonte: Autoria própria (2021)

Sendo assim a redução da corrente (mA), junto com aumento na rotação do tubo e a utilização de espessura de corte 0,5 com 64 canais mostrou-se uma combinação de parâmetros eficaz, reduzindo o $CTDI_{vol}$ em 10,5% e o DLP em 14% e aumentando-se a FOM em 6%, em relação ao protocolo atual.

4.5 RESULTADO NO PROTOCOLO DE 3 A 5 ANOS

A análise da FOM mostrou resultado satisfatório, com significativa redução do $CTDI_{vol}$ e DLP, e aumento da qualidade nas imagens, conforme a tabela 18.

Tabela 18 - Relação do $CTDI_{vol}$ com o fator qualidade no estudo de 3 a 5 anos

Protocolo	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	FOM
Atual	34,4	650,6	0,096788
Sugestão 5	22,9	380,6	0,115601

Fonte: Autoria própria (2021)

A sugestão de protocolo 5 gerou uma redução de 33% no $CTDI_{vol}$ e de 41% no DLP, e aumento da FOM em 19%. Embora não fosse o objetivo do estudo, também se reduziu o tempo de aquisição de 7 segundos para 4,9 segundos.

Portanto, a redução da tensão e da corrente do tubo, junto à redução do tempo de rotação e a combinação de 0,5 mm com 64 detectores, é uma ótima sugestão de alteração do protocolo atualmente utilizado no serviço.

4.6 RESULTADO NO PROTOCOLO DE 6 A 12 ANOS

A análise da FOM mostrou resultado satisfatório, com significativa redução do $CTDI_{vol}$ e DLP, e aumento da qualidade nas imagens, conforme a tabela 19.

Tabela 19 - Relação do $CTDI_{vol}$ com o fator qualidade no estudo de 6 a 12 anos

Protocolo	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	FOM
Atual	34,4	638,9	0,096788
Sugestão 6	28,8	478,2	0,138889

Fonte: Autoria própria (2021)

Para esta faixa etária, a redução da corrente do tubo e a espessura de 0,5 com 64 canais resultou em redução de 16% no $CTDI_{vol}$ e de 25% do DLP, além de provocar um aumento de 43% no fator qualidade conforme a FOM.

Também, obteve-se redução do tempo de aquisição, de 7 segundos para 4,1 segundos, o que para esta faixa etária é uma vantagem, pois as crianças conseguem permanecer imóveis, com devida orientação, na maioria dos casos sem necessidade de sedação.

4.7 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS COM A LITERATURA

Como observado na Tabela 20, embora os $CTDI_{vol}$ apresentados nos protocolos utilizados na rotina do serviço estejam condizentes com as recomendações internacionais pesquisadas neste trabalho (Comissão Europeia, 2018 e AAPM, 2015), foi possível reduzir significativamente o $CTDI_{vol}$ em ambos os protocolos estudados.

Tabela 20 - Comparação entre os $CTDI_{vol}$

CE		AAPM		Presente Estudo		
$CTDI_{VOL}$ (mGy)		$CTDI_{VOL}$ (mGy)		$CTDI_{VOL}$ (mGy)		
				Protocolo Atual	Protocolo Otimizado	
0 < 3 meses	24	0 a 1 ano	23,8	0 a 2 anos	22,8	20,4
3 meses < 1 ano	28	1 a 2 anos	29,1	3 a 5 anos	34,4	22,9
1 < 6 anos	40	2 a 6 anos	38,6	6 a 12 anos	34,4	28,8
> 6 anos	50	6 a 16 anos	48,9			

Fonte: Autoria própria (2021)

Com relação aos índices de dose encontrados na literatura, foram observadas diferentes metodologias para o levantamento e redução destes, conforme mencionado na pesquisa bibliográfica. Portanto, as divergências observadas entre os índices de dose podem estar relacionadas à utilização de diferentes metodologias.

. Embora exista diferença no agrupamento das faixas etárias nos referidos estudos, observou-se redução significativa de $CTDI_{vol}$ e DLP, principalmente nas faixas etárias de 3 a 5 anos e 6 a 12 anos. A Tabela 21 apresenta os índices de dose observados nos referidos estudos selecionados.

Tabela 21 - Comparação dos índices de dose obtidos pela literatura com os do presente estudo

Autor	Idade	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
Jaramillo-Garzon et al (2021)	0-3 meses	33,5	586,1
	3 meses-1 ano	31,6	533,7
	1 ano-6 anos	36,2	695,6
	> 6 anos	57,9	966,0
Worral, M. et al (2021)	0-1ano	17,8	258,0
	1-5 anos	21,2	351,0
	5-10 anos	31,4	505,0
	10-15 anos	37,5	628,0
Ekpo, E. U. et al (2019)	0 anos	20,0	498,0
	1 ano	28,0	565,0
	5 anos	33,0	782,0
	10 anos	43,0	889,0
Kamdem, F. E. et al (2021)	< 1 ano	34,2	670,1
	1-4 anos	35,3	727,3
	5-9 anos	43,9	961,7
	<1 ano	22,6	250,1
Muhammad, N. A. et al (2020)	1-5 anos	29,4	449,0
	5-10 anos	31,6	458,5
	10-15 anos	68,6	814,1
Tahmasebzadech et al (2020)	1 ano	17 a 21	206 a 320
	1-5 anos	21 a 28	296 a 500
	5-10 anos	25 a 31	296 a 570
	10-15 anos	16 a 34	256 a 699
Presente Estudo (2022)	0-2 anos	20,4	338,3
	3-5 anos	22,9	380,6
	6-12 anos	28,8	478,2

Fonte: Autoria própria (2022)

Em comparação com o estudo de Jaramillo-Garzón *et al.* (2021), que utilizou a metodologia SSDE, a qual considera o diâmetro encefálico nas diferentes faixas etárias para o estabelecimento dos valores de referência, o presente estudo apresentou redução de 35% no $CTDI_{vol}$ e 37% no DLP na faixa etária aproximada de 0 a 2 anos. Também apresentou redução em 36% de $CTDI_{vol}$ e 45% no DLP na faixa etária aproximada de 3 a 5 anos e 50% de redução no $CTDI_{vol}$ e DLP na faixa etária de 6 a 12 anos.

O estudo de Worrall *et al.* (2021) apresentou aumento de 14% do $CTDI_{vol}$ e 31% do DLP, considerando a faixa etária aproximada de 0 a 2 anos. Na faixa etária aproximada de 3 a 5 anos, observou-se aumento de 8% tanto do $CTDI_{vol}$ como do DLP. Houve redução apenas na faixa etária de 6 a 12 anos, sendo 8% do $CTDI_{vol}$ e 5% do DLP. O presente estudo utilizou-se dos índices dosimétricos isolados, ou seja, sem o levantamento de DRLs nacionais ou locais. No estudo de Worrall *et al.* (2021) foi realizado levantamento de índices de dose através da análise estatística da distribuição destes valores no Reino Unido, para estabelecimento de DRLs nacionais.

Com relação ao estudo de Ekpo *et al.* (2019), que também se utilizou da proposta de DRLs no processo de otimização, observou-se redução dos índices de dose no presente estudo: sendo 27% do $CTDI_{vol}$ e 40% do DLP, considerando a faixa etária de 0 a 2 anos; 30% de $CTDI_{vol}$ e 51% do DLP na faixa etária de 3 a 5 anos e 33% do $CTDI_{vol}$ e 45% do DLP na faixa etária de 6 a 12 anos.

No estudo de Kamdem *et al.* (2021) foram considerados os parâmetros de aquisição (tensão e corrente do tubo, espessura de corte e *pitch*) para o desenvolvimento de novos protocolos pediátricos. Em relação a este estudo, também houve redução no presente estudo, sendo 40% de $CTDI_{vol}$ e 49% de DLP na faixa etária de 0 a 2 anos; 35% de $CTDI_{vol}$ e 49% de DLP na faixa etária de 3 a 5 anos e 34% de $CTDI_{vol}$ e 50% de DLP considerando a faixa etária de 6 a 12 anos.

Com relação ao estudo de Muhammad *et al.* (2020), que define DRLs locais, tendo como o nível de ruído o indicador de qualidade, foi observada redução de 10% do $CTDI_{vol}$ e aumento em 35% do DLP na faixa etária de 0 a 2 anos; redução de 22% do $CTDI_{vol}$ e 15% do DLP, na faixa etária e 3 a 5 anos e redução de 9% do $CTDI_{vol}$ e aumento de 3% DLP na faixa etária de 6 a 12 anos.

O estudo de Tahmasebzadech *et al.* (2020) menciona o levantamento de DRLs locais para o processo de otimização, assim como os parâmetros de aquisição (como tensão e corrente do tubo, espessura de corte e *pitch*) nos diferentes centros médicos na cidade de Teerã. Na tabela 22, considerando a variação mais alta do estudo de Tahmasebzadech *et al.* (2020), o presente estudo apresentou redução de 3% de $CTDI_{vol}$ e aumento de 5% do DLP na faixa etária de 0 a 2 anos. Além disso, houve redução de 18% de $CTDI_{vol}$ e 24% do DLP na faixa etária de 3 a 5 anos e redução de 7% de $CTDI_{vol}$ e 16% de DLP, na faixa etária de 6 a 12 anos.

A comparação dos valores do presente estudo com dados da literatura que propõe o levantamento de DRLs pode apresentar diferenças, visto que as metodologias utilizadas são diferentes.

Sendo assim, foram excluídos da comparação os estudos de Griciene *et al.* (2021), Zamini *et al.* (2021), Celier *et al.* (2020), Abdulkadir *et al.* (2021) e Satharasinghe *et al.* (2021) pois consideram o levantamento de DRLs nacionais e/ou locais nas análises de redução de dose em TC pediátrica, não de índices de dose isolados.

O presente estudo apresentou índices de dose significativamente menores nos protocolos de 3 a 5 anos e 6 a 12 anos, em comparação aos estudos mencionados. Os índices de dose do protocolo de 0 a 2 anos também se apresentaram condizentes com os dados apresentados na literatura, embora observadas pequenas discrepâncias, que podem estar relacionadas com diferentes metodologias utilizadas. Enfatiza-se que o presente estudo utilizou os descritores de dose isolados em um equipamento, não do levantamento local/regional de diversos centros e diferentes equipamentos.

5 CONCLUSÕES

O objetivo do estudo foi a otimização dos protocolos de tomografia computadorizada de crânio pediátrico, considerando a redução do $CTDI_{vol}$ e DLP, sem perda na qualidade diagnóstica das imagens.

Os protocolos otimizados neste estudo foram sugeridos à equipe da física médica e à equipe médica do hospital. Com a supervisão da profissional em física médica responsável, foram executados protocolos otimizados para exames de crânio, nas faixas etárias de 0-2 anos, 3-5 anos e 6-12 anos. Em seguida, após a avaliação das imagens, por três médicos radiologistas que atuam na área de pediatria, os protocolos desenvolvidos neste estudo foram implementados na rotina do serviço de TC. Sendo assim, com a execução dos protocolos otimizados, minimiza-se o risco associado de efeitos biológicos de natureza estocástica nos pacientes pediátricos submetidos ao exame de TC de crânio no referido hospital.

Embora os valores de $CTDI_{vol}$, nos protocolos prévios, estivessem condizentes com a recomendação da literatura, foi possível reduzir o índice de $CTDI_{vol}$ e DLP nos três protocolos estudados, atingindo-se redução do $CTDI_{vol}$ de 10,5% no protocolo de 0 a 2 anos, 33% no protocolo de 3 a 5 anos e 16% no protocolo de 6 a 12 anos. O DLP foi reduzido em 14%, 41% e 25%, respectivamente, para as faixas etárias, em relação aos protocolos utilizados previamente na rotina. Com essas reduções, verificou-se um aumento de qualidade, conforme a FOM, de 6%, 19%, 43%, respectivamente, para os protocolos de 0 a 2 anos, 3 a 5 anos e 6 a 12 anos.

Foi observado que a otimização alcançada no presente estudo, mostrou índice de doses abaixo das apresentadas na maioria dos estudos incluídos no levantamento bibliográfico, tanto do $CTDI_{vol}$ como do DLP, principalmente nas faixas etárias de 3 a 5 anos e 6 a 12 anos. Na faixa etária de 0 a 2 anos, apesar de observadas pequenas discrepâncias entre os valores dos índices de dose, o presente estudo mostrou dados condizentes com os apresentados na literatura.

Neste estudo, não foi utilizada a modulação automática de corrente, pois a literatura não recomenda a utilização desta ferramenta para exames de crânio no equipamento Toshiba® 64 canais e não dispúnhamos do objeto simulador antropomórfico de crânio pediátrico para o estudo eficaz deste recurso. Também não foi incluído neste estudo, a avaliação dos protocolos de tórax e abdômen pediátrico, que dispunham da modulação automática de corrente nos protocolos de rotina.

Portanto para trabalhos futuros, sugere-se a avaliação dos protocolos pediátricos de tórax e abdômen, utilizando-se da modulação automática da corrente assim como a metodologia do SSDE, para otimização dos protocolos atuais. Também para trabalhos futuros, sugere-se o estabelecimento de DRLs locais, entendendo como uma necessidade imediata, não só a nível local, mas também a nível nacional, pois a referência brasileira para DRLs é muito limitada.

Ainda como indicação para trabalhos futuros, sugere-se o estudo de dose absorvida nos órgãos radiosensíveis dos pacientes, utilizando-se de dosímetros e objeto simulador antropomórfico.

REFERÊNCIAS

AAPM (American Association of Physicists in Medicine). **The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT**. Report 96, 2008.

AAPM (American Association of Physicists in Medicine). **Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations**. Report 204, 2011.

AAPM (American Association of Physicists in Medicine). **Bismuth Shielding: Helpful or Harmful**. (2011). Disponível em: https://www.aapm.org/meetings/2011CTS/documents/McCollough_Bismuthshielding_Handout.pdf. Acesso em: maio/2022.

AAPM (American Association of Physicists in Medicine). **CT Dose Education. Computed Tomography Radiation Dose Education Slides**. 2013. Disponível em: <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/?od1n> . Acesso em: outubro/2021.

AAPM (American Association of Physicists in Medicine). **Pediatric Routine Head CT Protocols Version 1.1**, 2015. Disponível em: <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/PediatricRoutineHeadCT.pdf>. Acesso em: outubro/2021.

AAPM (American Association of Physicists in Medicine). **Size-Specific Dose Estimate (SSDE) for Head CT**. Report 293, 2019.

ABDULKADIR, M. K. *et al.* Evaluation of age-based radiation dose in paediatric patients received from head CT examination at a tertiary hospital, Nigeria. **Radiation Physics and Chemistry**. Volume 182, mai. 2021. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969806X2100030X>. Acesso em: jan/2022.

ABDULKADIR, M. K. *et al.* Dose optimisation in paediatric CT examination: Assessment on current scanning protocols associated with radiation dose. **Radiation Physics and Chemistry**. V. 171, jun. 2020. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0969806X19305535>. Acesso em: jan/2022.

ABORISADE, C. A. *et al.* Organ Dose Distribution and Estimated Cancer Risk to Paediatric Patients Undergoing Computed Tomography in a Nigerian Tertiary Hospital. **Journal of Advances in Medicine and Medical Research**. p 1-9, 2019. Disponível em: <https://www.journaljammr.com/index.php/JAMMR/article/view/30105>. Acesso em: outubro/2021.

ALKHORAYEF, M. Survey of paediatric imaging exposure from computed tomography examinations. **Radiation Physics and Chemistry**. Vol 167, fev. 2020. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0969806X18314518>. Acesso em: jan/2022.

ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária). Instrução Normativa N° 93, De 27 de Maio de 2021. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/instrucao-normativa-in-n-93-de-27-de-maio-de-2021-323016253>. Acesso em: abril/2022.

AWAD, M. F. *et al.* A systematic review on the current status of adult diagnostic reference levels in head, chest and abdominopelvic Computed Tomography. **Journal of Radiological Protection**. 2020. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6498/ab826f>. Acesso em: outubro/2021.

BAERT, A. L.; KNAUTH, M.; SARTOR, K. **Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography**. Alemanha: Springer Berlin Heidelberg, 2007.

BASHIER, E. H.; SULIMAN, I. I. Radiation Dose Determination In Abdominal CT Examinations Of Children at Sudanese Hospitals Using Size-Specific Dose Estimates. **Radiation Protection Dosimetry**. V. 183, n. 4, p. 444-449, jun.2019. Disponível em: <https://academic-oup.com.ez48.periodicos.capes.gov.br/rpd/article/183/4/444/5095440>. Acesso em: jan/2022.

BRASIL. Ministério da Saúde. Resolução de Diretoria Colegiada RDC 611, de 09 de março de 2022. **Diário Oficial da União**. Brasília, 2022. Disponível em: <https://in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-611-de-9-de-marco-de-2022-386107075>. Acesso em: abril/2022.

BRENNER, D.J., *et al.* Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. **American journal of roentgenology**. V. 176, n 2, p. 289-296, fev.2001. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11159059/>. Acesso em: abril/2022.

BUSHBERG, J. T. *et al.* **The Essential Physics of Medical Imaging**. 3 ed. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, A Wolters Kluwer business, 2012.

BUSHONG, S.C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 2010.

CÉLIER, D. *et al.* Multicentre survey on patient dose in paediatric imaging and proposal for updated diagnostic reference levels for France. Part 1: computed tomography. **European Radiology**. Alemanha, v. 30, n.2, p. 1156–1165, fev. 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31486877/>. Acesso em: jan/2022.

CHANG, K. P. Optimization of dose and image quality in adult and pediatric computed tomography scans. **Radiation Physics and Chemistry**. V. 140, p. 260-265, vov. 2017. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0969806X17301329?via%3DiHub>. Acesso em: jan/2022.

CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear). Diretrizes Básicas De Proteção Radiológica. Ministério da Ciência Tecnologia e Inovação. Brasil, 2014. Disponível em:

<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/normas.asp?grupo=3>. Acesso em: out/2021.

EDDY, F.K. *et al.* Radiation dose evaluation of pediatric patients in CT brain examination: multi-center study. **Sci Rep.** [on-line]. fev. 2021. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/s41598-021-84078-z>. Acesso em: jan/2022.

EUROPEAN COMMISSION. **European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography**, 2000. Disponível em: <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/d229c9e1-a967-49de-b169-59ee68605f1a>. Acesso em: outubro/2021.

EUROPEAN COMMISSION. **European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging**, 2018. Disponível em: <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/6e473ff5-bd4b-11e8-99ee-01aa75ed71a1/language-en>. Acesso em: outubro/2021.

EKPO, E. U.; ADEJOH, T.; ERIM, A. E. Dose Benchmarks for Paediatric Head Computed Tomography Examination in Nigeria. **Radiation Protection Dosimetry**. V. 185, n. 4, p. 464-471, dez. 2019. Disponível em: <https://academic-oup-com.ez48.periodicos.capes.gov.br/rpd/article/185/4/464/5420943>. Acesso em: jan/2022.

GOLDMAN, L. W. Principles of CT and CT Technology. **Journal of Nuclear Medicine Technology**. United States, v. 35, n. 4, p.115-128, dez. 2007. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18006597/>. Acesso em: dez/2021.

GOLDMAN, L.M. Principles of CT: radiation dose and image quality. **J Nucl Med Technol**. United States, v.35, n.4, p. 213-228, dez. 2007. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18006597/>. Acesso em: jan/2022.

GOLDMAN, L. W. Principles of CT: Multislice CT. **Journal of Nuclear Medicine Technology**. United States, v.36, n.2, p. 57-68, jun. 2008. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18483143/>. Acesso em: dez/2021.

GRICIENĖ, B.; ŠIUKŠTERYTĖ, M. Local Diagnostic Reference Levels for Paediatric Head CT Procedures. **Acta Médica Lituanica**, v. 28, n. 2, p. 253-261, ago. 2021. Disponível em: <https://www.journals.vu.lt/AML/article/view/23533>. Acesso em: jan/2022.

HOFER, M. **Tomografia Computadorizada: Manual Prático De Ensino - Uma Abordagem Sistemática À Interpretação De Tc**. Rio de Janeiro: Editora Revinter Ltda, 2005.

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Radiation Protection in Paediatric Radiology**. Safety Reports Series 71, 2012.

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications**. Human Health Series 19, 2012.

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Dosimetry in Diagnostic Radiology for Paediatric Patients**. IAEA Human Health Series 24, 2013.

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Dosimetry In Diagnostic Radiology: An International Code of Practice**. Technical Reports Series nº 457, 2007.

ICRU (International Committee for Radiological Units). **Radiation Dose and Image Quality Assessment in Computed Tomography**. Report 87, 2012.

ICRU (International Committee for Radiological Units). **Diagnostic reference levels in medical imaging: Review and additional advice**. 2001. Disponível em: https://www.icrp.org/docs/DRL_for_web.pdf. Acesso em: janeiro de 2022.

ICRP (International Commission on Radiological Protection). **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publicação 26, 1977.

ICRP (International Commission on Radiological Protection). **Diagnostic reference levels in medical imaging**. Publicação 135, 2017.

ICRP (International Commission on Radiological Protection). **Managing Patient Dose in Computed Tomography**. Publicação 87, 2000.

IDEGUCHI, R. *et al.* The present state of radiation exposure from pediatric CT examinations in Japan-what do we have to do? **J Radiat Res** [on-line]. Inglaterra, v. 59, n. 2, p. 130-136, abr.2018. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29420748/>. Acesso em: jan/2022.

IMAGE GENTLY. The Alliance. Disponível em: <https://www.imagegently.org/About-Us/The-Alliance>. Acesso em: outubro/2021.

JARAMILLO-GARZÓN, W.; CABALLERO, M. A., ALVAREZ-ALDANA, D.F. Size-Specific Dose Estimates for Pediatric Non-Contrast Head Ct scans: A Retrospective Patient Study In Tunja, Colombia. **Radiat Prot Dosimetry**. Inglaterra, v.193, n.3-4 , p. 221-227, maio 21. Disponível em: <https://academic.oup.com/rpd/article-abstract/193/3-4/221/6237689?redirectedFrom=fulltext>. Acesso em jan/2022.

JORMADA, T. S.; SILVA, T. A. Obtenção das Grandezas Dosimétricas em Exames de Tomografia Computadorizada Pediátricas do Abdômen. IX LATIN AMERICAN IRPA REGIONAL CONGRESS ON RADIATION PROTECTION AND SAFETY. Rio de Janeiro, 2013. Disponível em: <https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/Public/44/117/44117984.pdf>. Acesso em: outubro/2021.

KAMDEM, F. E. *et al.* Optimization of pediatric CT scans in a developing country. **BMC Pediatr** [on-line]. v. 40. jan.2021. Disponível em: <https://bmcpediatr.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12887-021-02498-2>. Acesso em: jan/2022.

KARAPPARA, J. *et al.* Optimization of Pediatric CT Brain Protocol to Achieve Reduced Patient Dose. **Biomed Pharmacol**. V. 13, n. 1, p. 391-397, mar. 2020. Disponível em:

<https://biomedpharmajournal.org/vol13no1/optimization-of-pediatric-ct-brain-protocol-to-achieve-reduced-patient-dose/>. Acesso em: jan/2022.

MCCOLLOUGH, C. H. CT Dose: How To Measure, How To Reduce. **Health Physics**, 95(5), p. 508–517. Nov. 2008. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18849683/>. Acesso em: abr/ 2022.

MCCOLLOUGH, C.H. *et al.* CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. **Radiology**, 2011. United States, v. 259, n. 2, p. 311-316, mai. 2011. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3079120/>. Acesso em: dez/2021.

MCCOLLOUGH, C.H. *et al.* Answers to Common Questions About the Use and Safety of CT scans. **Mayo Clinic proceedings**, 90(10), p. 1380–1392, out. 2015. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26434964/>. Acesso em: abr/2022.

MOURÃO, A. P. **Tomografia Computadorizada: tecnologias e aplicações**. São Caetano do Sul: Difusão, 2015.

MONTOYA, J C *et al.* Low-Dose CT for Craniosynostosis: Preserving Diagnostic Benefit with Substantial Radiation Dose Reduction. **AJNR. American journal of neuroradiology**. Estados Unidos, vol. 38,4, p. 672-677. Abr. 2017. Disponível em: <http://www.ajnr.org/content/38/4/672>. Acesso em: jan/2022.

MORAES, I. S., *et al.* Comparação Entre Parâmetros de Qualidade de Imagem Utilizando a Figura de Mérito. ABEN Associação Brasileira de Energia Nuclear. INAC-International Nuclear Atlantic Conference. Brazil, 22-27. Out. 2017. Disponível em: <https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/Public/49/018/49018264.pdf>. Acesso em jan/2022.

MUHAMMAD, N. A. *et al.* Diagnostic Reference Level of Radiation Dose and Image Quality among Paediatric CT Examinations in A Tertiary Hospital in Malaysia. **Diagnostics (Basel)**. Suíça, v. 10, n.8, ago. 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32823818/>. Acesso em: jan/2022.

NIEVELSTEIN, R. A., *et al.* Multidetector CT in children: current concepts and dose reduction strategies. **Pediatric Radiology**. Berlin, New York, v. 40, p. 1324-1344, jun. 2010. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00247-010-1714-7#article-info>. Acesso em: dez/2021.

NIKUPAAVO, U. *et al.* Lens Dose in Routine Head CT: Comparison of Different Optimization Methods with Anthropomorphic Phantoms. **AJR. American journal of roentgenology**. Estados Unidos, v. 204, n. 1, p. 117- 123, jan. 2015. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25539246/>. Acesso em: out/2021.

OLIVEIRA, C. M.; BACELAR, A. Implementação de ICRP 135 na Determinação dos Níveis de Referência para Diagnóstico em Tomografia Computadorizada. **Revista Brasileira de Física Médica**, 2020. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/205866/001111835.pdf?sequence=1>. Acesso em: janeiro/2022.

OMER, H. *et al.* Eye lens and thyroid gland radiation exposure for patients undergoing brain computed tomography examination. **Saudi Journal of Biological Sciences**. 2021. V. 28, n.1, p. 342-346, jan. 2021. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7783653/>. Acesso em: jan/2022.

OKUNO, E; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. São Paulo, Oficina de Textos, 2010.

OKUNO, E. **Radiação: Efeitos, Riscos e Benefícios**. São Paulo, Oficina de Textos, 2018.

PACE, E.; BORG, M. Optimisation of a Paediatric CT Brain Protocol: A Figure-Of-Merit Approach. **Radiation Protect Dosimetry**. V.13, n.11, p.394-404, dez.2018. Disponível em: <https://academic.oup.com/rpd/article-abstract/182/3/394/4999628?redirectedFrom=fulltext>. Acesso em dezembro/2021.

PAPADAKIS, A. E.; DAMILAKIS, J. Automatic Tube Current Modulation and Tube Voltage Selection in Pediatric Computed Tomography. **Investigative Radiology**. V. 54, n. 5, p. 265-272, mai. 2019. Disponível em: https://journals.lww.com/investigativeradiology/Fulltext/2019/05000/Automatic_Tube_Current_Modulation_and_Tube_Voltage.2.aspx. Acesso em: jan/2022.

PEARCE, M. S. *et al.* Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. **Lancet** (London, England), V. 380(9840), p.499–505. Ago. 2012. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3418594/>. Acesso em: abril/2022.

PORTO, L. E. **Avaliação de Dose em Pacientes Pediátricos Submetidos a Exame de Tomografia Computadorizada**. 2005. Tese de Doutorado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2014.

PRATAMA, I. B. G. P.; MULIA, I. R. Diagnostic reference level (DRL) analysis of CT scan modality for head procedure on pediatric patient. AIP Conference Proceedings. v. 2374, n. 2, jul. 2021. Disponível em: <https://aip.scitation.org/doi/abs/10.1063/5.0058881>. Acesso em: jan/2022.

PRIYANKA *et al.* Diagnostic reference levels for computed tomography examinations in pediatric population - A systematic review. **J Can Res Ther** [online]. Índia, v. 17, n. 4, p. 845-852, set. 2021. Disponível em: <https://www.cancerjournal.net/article.asp?issn=0973-1482;year=2021;volume=17;issue=4;spage=845;epage=852;aulast=Priyanka%2C>. Acesso em: jan/2022.

RAMÍREZ E. *et al.* On the CT Dose Index: Are we Meeting the Challenge? **Springer**. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018. Singapura, v.68, n.1, p. 53-56, mai. 2018. Disponível em: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-10-9035-6_10#citeas. Acesso em: jan/2022.

REAL, J. V.; NECZYPOR, M. R.; DORO, R. B. Redução da dose de radiação em exames de tomografia computadorizada de crânio utilizando algoritmos de redução de ruído. CONGRESSO BRASILEIRO DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES. [on-line]. 2020. Disponível em: <https://cbmri.org.br/site/reducao-da-dose-de-radiacao-em-exames-de-tomografia-computadorizada-de-cranio-utilizando-algoritmos-de-reducao-de-ruido/>. Acesso: out/2021.

SAVI, M B M B. **Estudo dos Níveis de Referência de Diagnóstico para Procedimentos de Tomografia Computadorizada no Estado de Santa Catarina.** Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas. Universidade Federal de Santa Catarina, 2014. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/123260>. Acesso em: jan/2022.

SANTOS, A.E.A. **Tomografia Computadorizada: Princípios Físicos e Aplicações.** São Paulo: Editora Escolar, 2007.

SANTOS, M. S.; NACIF, E. S. **Manual de Técnicas em Tomografia Computadorizada.** Rio de Janeiro: Editora Rubio, 2009.

SATHARASINGHE, D *et al.* Paediatric diagnostic reference levels in computed tomography: a systematic review. **J Radiol Prot.** [on-line], v. 41, n.1, fev. 2021. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6498/abd840>. Acesso em: jan/2022.

SEERAM, E. **Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control.** 4. ed. Filadelfia: W. B. Saunders, 2016.

SOARES, J. C de A.C.R. **Princípios básicos de física em radiodiagnóstico.** São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008. Disponível em: https://cbr.org.br/wp-content/uploads/2019/06/Apostila-de-Fisica_2008.pdf. Acesso em dezembro/2021.

SOUZA, D. L. M. *et al.* Novo indicador de dose em CT (SSDE) determinado por meio de parâmetro geométrico extraído do cabeçalho DICOM. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 12, n. 2, p. 18–22, dez. 2018. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/480>. Acesso em: jan/2022.

SOLOMON, D. Z. *et al.* Justification and Optimization Principles of ALARA in Pediatric CT at a Teaching Hospital in Ethiopia. **Ethiop J Health.** V. 30, n.5, p. 761-766, set. 2020. Disponível em: <https://www.ajol.info/index.php/ejhs/article/view/200218>. Acesso em: jan/2022.

STROCCHI, S. *et al.* Computed Tomography Quality Indexes: Evaluation Experience. **Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging.** mar. 2009. Disponível em: <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/7258/1/Computed-tomography-quality-indexes-evaluation-experience/10.1117/12.811501.short>. Acesso em jan/2022.

TAUHATA, L. *et al.* IRD/CNEN. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** 10. ed. Rio de Janeiro, 2014.

TAHMASEBZADEH, A. *et al.* Pediatric Regional DRL Assessment in Common CT Examinations for Medical Exposure Optimization in Tehran, Iran. **Radiation Protection Dosimetry**. V. 192, n. 3, p. 341-349, dez. 2020. Disponível em: <https://academic-oup-com.ez48.periodicos.capes.gov.br/rpd/article/192/3/341/6041790>. Acesso em: jan/2022.

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION. **Manual de Operação para Tomógrafo Computadorizado Toshiba** Modelo: Aquilion Prime (TSX-302A) VOLUME BÁSICO (2B201-475EN*B). 2010.

UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation); UNEP (United Nations Environment Programme). **Radiação: efeitos e fontes**. Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente, 2016. Disponível em: <https://wedocs.unep.org/handle/20.500.11822/7790>. Acesso em: janeiro/2022.

VASSILEVA, J *et al.* A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography. **Radiation Protection Dosimetry**. Inglaterra, vol. 165, n. 1-4, p. 70-80, jul. 2015. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25836685/>. Acesso em: out/2021.

WORRALL, M. *et al.* Analysis and results from a UK national dose audit of paediatric CT examinations. **Br J Radiol**. England, v. 95, n. 1129, *on-line*, nov. 19. Disponível em: <https://www.birpublications.org/doi/10.1259/bjr.20210796>. Acesso em: jan/2022.

WORRALL, M. *et al.* The optimisation of paediatric CT examinations in Scotland: phase one; benchmarking current performance. **J Radiol Prot**. England, v. 41, n. 4, nov. 2021. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6498/abf901>. Acesso em: jan/2022.

ZAMANI, H *et al.* Estimation of Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for Pediatric Patients in Common Computed Tomography Examinations: A Multi-Center Study. **Radiation Protection Dosimetry**. England, v. 194, n. 4, p. 214-222, mai. 2021. Disponível em: <https://academic.oup.com/rpd/article-abstract/194/4/214/6317929?redirectedFrom=fulltext>. Acesso em: jan/2022.

APÊNDICE A - Artigo Publicado em 2021

APÊNDICE A - Artigo Publicado em 2021

Artigo Original

Revista Brasileira de Física Médica (2021) 15:616

Estudo da Viabilidade de Otimização dos Protocolos Pediátricos em Exames de Tomografia Computadorizada de Crânio

Study of the Feasibility of Optimizing Pediatric Protocols in Computed Tomography Examinations of the Skull

Déborah R. Bonfleur^{1,2}, Jéssica V. Real¹, Danielle Filipov²

¹Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

²Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

Resumo

A tomografia computadorizada (TC) é um método de diagnóstico por imagem com altas doses de radiação ionizante entregue ao paciente – de 100 a 500 vezes as doses em procedimentos convencionais por raios X. No caso de pacientes pediátricos, a preocupação com as doses de radiação é maior, devido à grande expectativa de vida e ao fato de eles serem mais radiosensíveis que adultos. Sendo assim, optou-se por realizar o estudo com pacientes pediátricos, de 0 a 2 anos, submetidos a exames de TC de crânio. O objetivo deste trabalho é apresentar a avaliação de um processo de otimização de protocolos de crânio pediátrico em tomografia computadorizada, avaliando parâmetros de qualidade de imagem e diminuição de dose, sem perda na qualidade das imagens. Foi verificado o índice $CTDI_{vol}$ em quinze amostras de exames de crânio, assim como parâmetros de aquisição das imagens, no referido protocolo. A partir destes dados, foram desenvolvidos cinco protocolos experimentais e analisaram-se as razões contraste-ruído das imagens produzidas. Utilizando como métrica de qualidade a figura de mérito (FOM) para análise da qualidade em comparação com os níveis de $CTDI_{vol}$, concluiu-se que, embora o índice de dose do protocolo atual esteja condizente com a recomendação da AAPM, de 29 mGy, é possível reduzir o índice de $CTDI_{vol}$ para 18 mGy – ou seja, uma redução de 40% do $CTDI_{vol}$ com relação à recomendação da AAPM e de 23% em relação ao protocolo atual. Com os parâmetros de aquisição estudados, constatou-se uma redução na qualidade das imagens, conforme a análise do FOM. Sendo assim, sugere-se a utilização de algoritmos de redução do ruído, ou seja, filtros de reconstrução, para não haver prejuízo da qualidade diagnóstica das imagens.

Palavras-chave: proteção radiológica; $CTDI_{vol}$; tomografia computadorizada pediátrica; qualidade de imagem; figura de mérito.

Abstract

Computed tomography (CT) is a method of diagnostic imaging with high doses of ionizing radiation delivered to the patient – from 100 to 500 times than the doses in conventional x-rays procedures. In the case of pediatric patients, the concern with radiation doses is greater, due to the long life expectancy and the fact that they are more radiosensitive than adults. Therefore, it was decided to carry out the study with pediatric patients, from 0 to 2 years old, who underwent cranial CT exams. The objective of this work is to present the evaluation of a process of optimization of pediatric skull protocols in computed tomography, evaluating parameters of image quality and dose reduction, without loss of image quality. The $CTDI_{vol}$ index was verified in fifteen samples of skull exams, as well as image acquisition parameters, in the referred protocol. From these data, five experimental protocols were developed and the contrast-noise ratios of the images produced were analyzed. Using the figure of merit (FOM) as a quality metric for quality analysis in comparison with $CTDI_{vol}$ levels, it was concluded that, although the dose index of the current protocol is consistent with the AAPM recommendation, of 29 mGy, it is possible to reduce the $CTDI_{vol}$ index to 18 mGy - that is, a 40% reduction in $CTDI_{vol}$ in relation to the AAPM recommendation and 23% in relation to the current protocol. With the acquisition parameters studied, a reduction in the quality of the images was found, according to the FOM analysis. Therefore, it is suggested to use noise reduction algorithms, that is, reconstruction filters, so as not to impair the diagnostic quality of the images.

Keywords: radiological protection, $CTDI_{vol}$, pediatric computed tomography, image quality, figure of merit.

1. Introdução

A tomografia computadorizada (TC) é um método diagnóstico que utiliza a radiação ionizante no processo de formação das imagens (1). A formação das imagens acontece devido à atenuação da radiação nos órgãos e tecidos. Considerando os coeficientes de atenuação das diferentes estruturas anatômicas, os softwares dos equipamentos de tomografia computadorizada utilizam modelos matemáticos para conversão de *pixels* e *voxels* em imagens. Estas imagens se apresentam em diferentes tons de cinza, variando do branco (tecido ósseo) ao preto (ar) (2), sendo medidas em Unidades Hounsfield ou número de TC. Esses números estão

relacionados aos níveis de densidade de cada órgão e tecido do corpo humano (3).

A TC é um dos exames mais solicitados para diagnóstico de diversas patologias, porém “as doses neste exame são consideravelmente maiores em comparação a outros métodos diagnósticos que utilizam a radiação ionizante” (2,4). Estudos relatam que a TC pode resultar em altas doses absorvidas pelo paciente, de 100 a 500 vezes maiores com relação as radiografias convencionais (4).

As realizações de exames de TC de crânio pediátrico são necessárias não só para diagnóstico de patologias diversas, como também investigação de doenças congênitas e traumatismo cranioencefálico (5,6). Estudos anteriores mostram o

aumento significativo na probabilidade do desenvolvimento de câncer cerebral e leucemia em crianças expostas a exames de tomografia de crânio (5,6).

A relevância deste estudo em protocolos de crânio pediátrico de 0 a 2 anos se dá devido à alta radiosensibilidade dos tecidos em formação nos indivíduos desta faixa etária, como também sua expectativa de vida mais longa, potencializando o desenvolvimento de câncer radioinduzido no decorrer da vida. A exposição médica pediátrica à radiação ionizante é um dos fatores de risco para câncer infantil, uma vez que as mudanças do DNA devido à exposição podem ser um iniciador no processo de formação do câncer (carcinogênese) (7).

Embora os benefícios sejam incontestáveis, existe uma preocupação constante com relação à dose de radiação absorvida pelos pacientes submetidos ao exame de TC. "O número de tomografias computadorizadas, tanto instalações como exames cresceram consideravelmente na última década; estima-se um aumento de 10% ao ano" (8).

Para garantir a proteção radiológica de pacientes, profissionais e público em geral, existem princípios básicos de proteção radiológica, sendo a otimização um deles. Esse princípio se baseia no conceito ALARA (do inglês, "As Low As Reasonably Achievable), em tradução livre: tão baixo quanto razoavelmente exequível. Esse conceito se refere à realização de um procedimento empregando radiação ionizante com o mínimo de dose possível, mantendo a qualidade diagnóstica (no caso dos exames) (9,10).

No método de TC, as grandezas CTDI (Índice de Dose em Tomografia Computadorizada; do inglês, *Computed Tomography Dose Index*) e DLP (Produto Dose Comprimento; do inglês, *Dose Length Product*), são utilizadas para levantamentos de índice de dose, possibilitando a análise dos níveis de referência diagnóstica (NRD). O NDR é utilizado como nível de investigação, uma ferramenta para garantia da qualidade, tendo como objetivo evitar a exposição dos indivíduos a doses superiores às necessárias para diagnóstico médico (10,11).

Quando se refere à qualidade de imagem em tomografia computadorizada, consideram-se fatores como ruído e contraste (que podem ser analisados considerando a razão contraste-ruído (RCR) e a razão sinal-ruído (RSR) e a resolução espacial. A melhor relação entre estes fatores com a menor dose, caracteriza uma melhor qualidade da imagem. O processo de otimização nos exames de TC pode ser avaliado através da métrica chamada Figura de Mérito (FOM; do inglês, *Figure Of Merit*), que relaciona um dos fatores de qualidade com a dose (12,13). Neste estudo, utilizou-se a RCR para análise do fator qualidade nas imagens e o FOM.

Baseando-se nos conceitos apresentados, o objetivo deste estudo é apresentar a avaliação de um processo de otimização de protocolos de crânio pediátrico em TC, avaliando parâmetros de aquisição, qualidade de imagem e dose.

2. Materiais e Métodos

Foi realizado o processo de otimização do protocolo pediátrico de crânio, aplicado a crianças de 0 a 2 anos. Este processo foi dividido nas etapas descritas nas subseções a seguir:

2.1. Equipamento

A coleta dos dados retrospectiva foi realizada nos relatórios DICOM (do inglês, *Digital Imaging and Communications in Medicine*), disponíveis no equipamento de tomografia, após a finalização dos exames.

As imagens dos protocolos experimentais foram adquiridas no equipamento de tomografia computadorizada Modelo *Aquillion 64* (TSX-101A), marca Toshiba. O equipamento pertence à Unidade de Diagnóstico por Imagem de um hospital universitário de grande porte em Curitiba-PR.

2.2. Simulador

Foi utilizado o *phantom* TOS (*Toshiba Medical, Tokyo, Japan*), o qual possui cinco estruturas com diferentes coeficientes de atenuação, fornecido pelo fabricante Toshiba. A Figura 1 apresenta uma imagem do *phantom* empregado.



Figura 1. Phantom TOS Toshiba®.

O simulador foi posicionado, conforme recomendação do fabricante, de acordo com a figura 2.

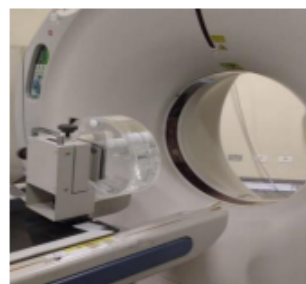


Figura 2. Phantom posicionado no tomógrafo Toshiba®.

3. Metodologia

Foram verificados os parâmetros de aquisição do protocolo atual de crânio pediátrico, na faixa etária de 0 a 2 anos. Assim como o levantamento do CTDI_{vol} e DLP retrospectivo, no relatório DICOM (do inglês, *Digital Imaging and Communications in Medicine*) em 15 exames realizados entre dezembro de 2020 e fevereiro de 2021.

Realizaram-se cinco aquisições tomográficas experimentais, no *phantom* TOS, com variação de tensão (kV), corrente (mA), espessura de reconstrução e tempo de rotação do tubo. O fator *pitch* não foi alterado para o experimento e a ferramenta modulação de dose não foi utilizada. Foi efetuado o levantamento da razão contraste-ruído nos cinco protocolos propostos, por meio da seleção de uma ROI (Região de Interesse; do inglês, *Region Of Interest*), ferramenta acessível no console do equipamento. A ROI corresponde a um círculo colocado sobre a imagem, que mede a densidade do tecido, (segundo a escala Hounsfield), a área correspondente, e o desvio padrão, conforme a Figura 3.



Figura 3. Medição com ROI para levantamento de HU e desvio padrão, no tecido (ROI 1) e na água (ROI 2).

Neste estudo, utilizaram-se como variáveis a tensão (kV), a corrente (mA), o tempo de rotação, a colimação (N X T), a espessura e o espaçamento de reconstrução. As variações dos parâmetros de aquisição nos protocolos experimentais foram denominadas como sugestões de 1 a 5 e atual (utilizado na rotina do serviço), organizados conforme a Tabela 1.

Tabela 1. Variação dos parâmetros de aquisição.

Sugestão	kV	mA	N x T (mm)	Tempo de rotação (s)	Espessura/ Espaçamento (mm)
1	80	250	0,5 x 32	0,5	0,5 x 0,3
2	80	250	0,5 x 64	0,5	2,0 x 1,0
3	80	200	0,5 x 64	0,5	2,0 x 1,0
4	80	300	0,5 x 64	0,4	1,0 x 0,5
5	100	200	0,5 x 64	0,4	1,0 x 0,5
Atual	100	200	0,5 x 32	0,5	0,5 x 0,3

Fonte: As autoras (2021).

3.1. Razão Contraste-Ruído (RCR)

Para análise da qualidade da imagem em tomografia, utilizam-se fatores já mencionados em trabalhos anteriores (12,13) como a RCR, definida pela equação (1):

$$RCR = \frac{\text{Sinal Estrutura 1} - \text{Sinal Estrutura 2}}{\text{Ruído Estrutura}} \quad (1)$$

A RCR avalia a relação entre o contraste na imagem e o ruído e pode ser considerada como uma grandeza que aperfeiçoa a qualidade da imagem.

Para identificar a RCR, analisamos duas estruturas nas imagens, a água e o tecido nylon (12,13).

3.2. Figura de Mérito (FOM)

O fator qualidade (Q) foi utilizado como métrica de otimização chamada figura de mérito (FOM). Figura de mérito é uma grandeza utilizada para ponderar qualidade de imagem e dose (12). Definida como a razão de uma métrica de qualidade da imagem elevado ao quadrado e dividido por uma métrica dosimétrica (12,13). Para este estudo, utilizamos a RCR e o índice de dose $CTDI_{vol}$, representado na equação (2):

$$FOM = \frac{RCR^2}{CTDI_{vol}} \quad (2)$$

4. Resultados

O $CTDI_{vol}$, pesquisado nos relatórios DICOM, não apresentou variação nas 15 amostras de exames analisados; permanecendo 23 mGy. O DLP apresentou variação entre $3,2 \times 10^2$ mGy.cm e $4,6 \times 10^2$ mGy.cm, com média de $3,9 \times 10^2$ mGy.cm \pm $3,4 \times 10^1$ mGy.cm.

Sendo uma grandeza diretamente relacionada ao $CTDI_{vol}$, e devido à variação já mencionada, o DLP não foi analisado neste estudo.

Os resultados obtidos estão descritos na Tabela 2.

Tabela 2. Fatores de qualidade analisados nos protocolos experimentais.

Sugestão	Sinal Tecido	Sinal Água	Ruído Água	RCR
1	93	$2,7 \times 10^1$	$2,3 \times 10^2$	$2,9 \times 10^{-1}$
2	85	$1,5 \times 10^1$	$1,8 \times 10^2$	$3,9 \times 10^{-1}$
3	91	$3,5 \times 10^1$	$2,3 \times 10^2$	$2,4 \times 10^{-1}$
4	87	$-0,2 \times 10^1$	$0,8 \times 10^2$	$10,0 \times 10^{-1}$
5	83	$0,9 \times 10^1$	$1,1 \times 10^2$	$6,4 \times 10^{-1}$
Atual	94	$0,6 \times 10^1$	$0,9 \times 10^2$	$8,7 \times 10^{-1}$

Fonte: As autoras (2021).

Na comparação da qualidade da imagem, utilizando a FOM e índice de dose, alcançaram-se os resultados, conforme mostrado na Tabela 3.

Tabela 3. Comparação do FOM com índice de dose $CTDI_{vol}$.

Sugestão	$CTDI_{vol}$ (mGy)	FOM
1	16,0	$5,0 \times 10^{-3}$
2	16,0	$9,0 \times 10^{-3}$
3	13,0	$4,0 \times 10^{-3}$
4	26,0	$41,0 \times 10^{-3}$
5	18,0	$23,0 \times 10^{-3}$
ATUAL	23,0	$33,0 \times 10^{-3}$

Fonte: As autoras (2021).

5. Discussão

Os NDR's são fundamentais na avaliação da estimativa da dose de radiação e no processo de otimização. São indicadores que auxiliam os profissionais em radiologia entender a dose entregue ao paciente e tomar ações corretivas se necessário (14).

Com a análise de qualidade utilizando o FOM, a sugestão 1 apresentou uma redução de dose de $CTDI_{vol}$ de 29%, porém houve redução do FOM em 85%. A sugestão 2, apresentou uma redução de 33% de $CTDI_{vol}$ e uma redução do FOM em 73%. A sugestão 3 apresentou diminuição de 47% no $CTDI_{vol}$

e uma redução de 88% no FOM. A sugestão 4 mostrou um aumento do FOM em 24%, porém o $CTDI_{vol}$ aumentou 15%. A sugestão 5 apresentou redução de 25% no $CTDI_{vol}$, e uma redução no FOM em 30%.

Portanto, nas sugestões 1, 2, 3 e 5, observou-se que, embora foi possível reduzir significativamente o índice de dose $CTDI_{vol}$, também houve relevante redução do FOM, em relação ao protocolo atual.

A sugestão 4 apresentou o FOM maior que do protocolo atual, porém com aumento de índice de dose $CTDI_{vol}$ o que não é vantajoso quando se realiza otimização de procedimentos radiológicos. Contudo, o índice de dose ainda está dentro da recomendação da AAPM (15).

O protocolo atual apresenta o índice de dose $CTDI_{vol}$ de 23 mGy, dentro dos níveis de referência (29 mGy) recomendados pela AAPM Associação Americana de Física Médica (*American Association of Physicists in Medicine*) para pacientes de 1 a 2 anos, para o equipamento utilizado neste estudo (15).

Estudos anteriores indicam a utilização de algoritmos de redução do ruído, tais como filtros de reconstrução volumétrica, para minimizar o ruído nas imagens (16). Neste presente estudo, não foram utilizados filtros de reconstrução, o que pode explicar a redução da qualidade das imagens geradas pelas sugestões.

5. Conclusões

O objetivo do presente estudo era apresentar a avaliação de um processo de otimização de protocolos de crânio pediátrico em TC, avaliando parâmetros de aquisição, qualidade de imagem e dose.

Foram propostas variações dos parâmetros de aquisição nos protocolos experimentais, gerando 5 sugestões de protocolo, além da situação atualmente utilizada. A sugestão 5 (a que apresentou a melhor relação entre redução de dose e qualidade da imagem) revelou um $CTDI_{vol}$ de 18 mGy, 40% inferior à recomendação da AAPM e 23% inferior ao protocolo atual. Entretanto, esta sugestão apresentou redução da qualidade da imagem. Contudo, não foram utilizados algoritmos de redução do ruído, tais como filtros de reconstrução volumétrica, para minimizar o ruído nas imagens.

A sugestão 4, embora tenha apresentado o $CTDI_{vol}$ maior que o atual, ainda possui índice de dose dentro da recomendação da AAPM e imagens de maior qualidade, conforme a FOM.

Sendo assim, conclui-se que é possível diminuir o índice de dose $CTDI_{vol}$, alterando os parâmetros de aquisição analisados neste estudo. Confirmando achados na literatura que mencionam a possibilidade dessa redução da dose, com otimização de protocolos. Sugere-se, para tal, a utilização de algoritmos de redução de ruído para aumento ou preservação da FOM atual.

Referências

1. Santos AEA. Tomografia Computadorizada Princípios Físicos e Aplicações. São Paulo: Editora Escolar, 2007.

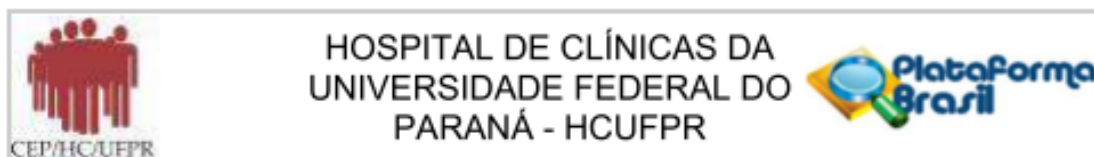
2. Mello AC, Machado Neto V. Proposta de Medição de Dose em Cristalino e na Tireoide em Exame de Tomografia de Seios da Face. 1º Congresso de Metrologia das Radiações Ionizantes. Rio de Janeiro, 2014.
3. Hofer M. Tomografia Computadorizada – Manual Prático de Ensino. Livraria e Editora Revinter Ltda, 2005.
4. Miglioretti DL, Johnson E, Williams A, et al. The Use of Computed Tomography in Pediatrics and the Associated Radiation Exposure and Estimated Cancer Risk. *JAMA Pediatr*. 2013;167(8):700–707. doi:10.1001/jamapediatrics.2013.311
5. Linet MS, Kim KP, Rajaraman P. Children's exposure to diagnostic medical radiation and cancer risk: epidemiologic and dosimetric considerations. *Pediatr Radiol*. 2009 Feb;39 Suppl 1(Suppl 1) S4–26. doi: 10.1007/s00247-008-1026-3. Epub 2008 Dec 16 PMID: 19083224; PMCID: PMC2814780.
6. Bernardo MO, Morgado F, Almeida FA. Redução da dose de radiação em tomografia computadorizada em crianças com traumatismo cranioencefálico não compromete o diagnóstico e a conduta. *Rev Fac Ciênc Méd Sorocaba*. 2016;18(4):221.
7. Borisade CA, Famurewa OC, Ibitoye FI, Balogun FA. Organ Dose Distribution and Estimated Cancer Risk to Paediatric Patients Undergoing Computed Tomography in a Nigerian Tertiary Hospital. *Journal of Advances in Medicine and Medical Research*. 1-9, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.9734/jamnr/2019/v29i730105>. [Acesso: 12/01/2021].
8. Awad M F, Karout L, Amous G, Rawashdeh MA, Hneiny L, Saade C. A systematic review on the current status of adult diagnostic reference levels in head, chest and abdominopelvic Computed Tomography. *Journal of Radiological Protection*. 2020. Disponível: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6498/ab826f>. [Acesso: 12/01/2021].
9. BRASIL. RDC 330, de 20 de dezembro de 2019. Diário Oficial da União. Brasília, DF, 26 de dez. 2019. Seção 1, ed. 249.
10. ICRU. Radiation Dose and Image Quality Assessment in Computed Tomography. Report 87. 2012.
11. Jornada TS, Silva TA. Obtenção das Grandezas Dosimétricas em Exames de Tomografia Computadorizada Pediátricas do Abdômen. IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety - IRPA 2013 Rio de Janeiro, RJ, Brazil, April 15-19, 2013 Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica – SBPR.
12. Capeleti FF. Estudo da dose efetiva, razão sinal-ruído e razão contraste-ruído em tomografia computadorizada de múltiplos detectores. [Bacharelado – Física Médica] – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2010. Disponível: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/118510>. [Acesso: 15/01/2021].
13. Mendes HR. Otimização da Qualidade da Imagem e Dose em Radiologia Pediátrica Usando Simulação Monte Carlo e Métodos Experimentais. [dissertação]. Instituto de Física "Gleb Wataghin" da Universidade Estadual de Campinas, 2018.
14. Afzalipour R, Abdollahi H, Hajjalizadeh MS, Jafari S, Mahdavi SR. Estimation of diagnostic reference levels for children computed tomography: A study in Tehran, Iran. *International Journal of Radiation Research*, Volume 17, n 3 July 2019.
15. AAPM. Pediatric Routine Head CT Protocols. 1–22 (2015). Disponível: <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/document/s/PediatricRoutineHeadCT.pdf>. [Acesso: 15/01/2021].
16. Real JV, Neczypor MR, Doro RB. Redução da dose de radiação em exames de tomografia computadorizada de crânio utilizando algoritmos de redução de ruído. Congresso Brasileiro de Metrologia das Radiações Ionizantes. 2020. Disponível: <https://cbmri.org.br/site/wpcontent/uploads/2020/11/CBMRI-18.pdf>. [Acesso: 20/02/2021].

Contato:

Débora Regina Bonfleur
Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná
Rua General Carneiro, 181 Alto da Glória, Curitiba - PR, 80060-900. 2º andar. Unidade de Diagnóstico por Imagem.
E-mail: debora.bonfleur@hc.ufpr.br

ANEXO A - Parecer de Aprovação do CEP

ANEXO A - Parecer de Aprovação do CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Otimização dos Protocolos de Crânio Pediátrico - Tomografia Computadorizada - em Hospital Universitário de Grande Porte.

Pesquisador: DEBORA REGINA BONFLEUR

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 36703920.0.0000.0096

Instituição Proponente: Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.360.036

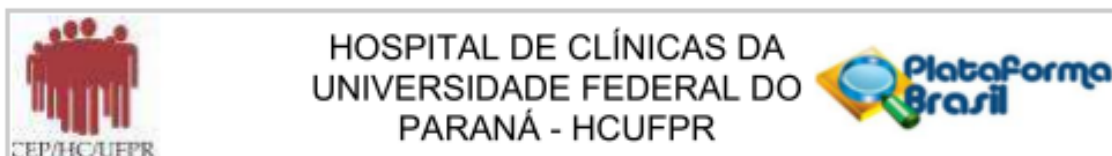
Apresentação do Projeto:

A tomografia computadorizada é um método diagnóstico que faz uso da radiação ionizantes no processo de aquisição das imagens. Embora os benefícios sejam incontestáveis, existe uma preocupação constante com relação a dose de radiação absorvida pelos pacientes submetidos ao exame. A quantidade de tomografias mais que dobrou, é preciso considerar a maior disponibilidade do exame, e merece atenção o uso racional de exames como radiografias e tomografias.

O hospital de grande porte onde será realizada a pesquisa CHC-HFPR, atende grande demanda de solicitações de tomografia computadorizada, tanto em pacientes internados como ambulatoriais de diversas especialidades. A relevância do estudo de protocolos pediátricos de crânio, se dá, não somente pela demanda de exames realizados, mas também pela necessidade de otimização e padronização desses protocolos. Considerando que em pacientes pediátricos o risco de efeitos nocivos da radiação ionizante é mais elevado se comparado a pacientes adultos, pois a divisão celular é mais acentuada, possibilitando mutações celulares com maior facilidade

O estudo propõe estudar possíveis formas de redução dos índices de dose de radiação nos exames de crânio pediátrico. Para isto o autor realizará uma pesquisa descritiva, com abordagem quantitativa, e estudo retrospectivo transversal, com as seguintes etapas:

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181	
Bairro: Alto da Glória	CEP: 80.060-900
UF: PR	Município: CURITIBA
Telefone: (41)3360-1041	Fax: (41)3360-1041
	E-mail: cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 4.360.036

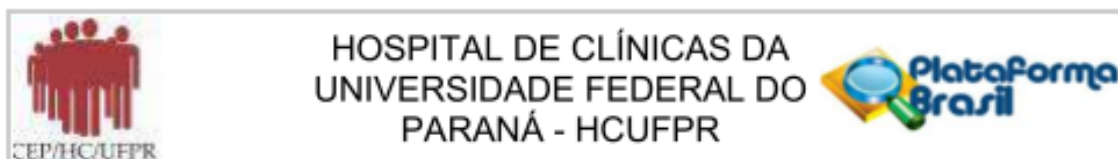
- Revisão de literatura, para embasamento teórico.
- Coleta de dados: parâmetros de aquisição de exames, índice de dose, dados antropométricos, especificamente peso. Considerando os protocolos de crânio aplicados para três faixas etárias: 0 a 2 anos, 3 a 5 anos e 6 a 12 anos. Essa primeira amostra norteará os parâmetros de aquisição de imagem a serem estudados, ou seja; kVp, mAs, pitch, tempo de rotação do tubo e espessura de corte.
- Realização de testes de controle de qualidade no equipamento de tomografia, assegurando assim, a veracidade dos relatórios de dose e qualidade das imagens.
- Após essas análises, serão realizados experimentos com diferentes parâmetros de aquisição de imagem. Para esses experimentos será utilizado um phantom simulador de estruturas (fornecido pelo fabricante do equipamento), e um phantom antropomórfico (fornecido pela Universidade Tecnológica da federal do Paraná).
- Elaboração de protocolos otimizados.
- Coleta dos novos dados nos relatórios de índice de dose, (gerados no phantom), fornecidos pelo próprio equipamento.
- Avaliação comparativa dos relatórios de índices de dose.
- Proposta de implementação dos protocolos otimizados na rotina do serviço de tomografia computadorizada, sob orientação de médico radiologista e físico médico do setor.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo primário

- Comparar os relatórios de índices de doses com recomendações dos órgãos internacionais de proteção radiológica.
- Desenvolver protocolos com relatórios de índice de dose menor. - Propor a implementação dos protocolos otimizados.

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181
Bairro: Alto da Glória **CEP:** 80.060-900
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3360-1041 **Fax:** (41)3360-1041 **E-mail:** cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 4.360.036

Objetivo Secundário:

-Aumento da vida útil do tubo e dos detectores do tomógrafo, proteção radiológica para a equipe do setor.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

RISCOS

A pesquisa não envolve nenhum risco aos participantes. Pois não haverá mudança nas solicitações dos exames de tomografia. Nenhum exame será solicitado para aquisição de dados.

Os dados serão coletados em relatórios de estimativa de dose de radiação nos exames já realizados anteriormente para diagnóstico. Disponíveis no banco de dados do sistema de visualização de imagens do hospital, o VIVACE RIS PACS (Picture Archiving and Communication System). Sendo uma coleta de dados retrospectiva, o risco estimado é de perda ou extravio de documentação e dados; contudo, esse risco é muito pequeno. Para minimizar essa pequena possibilidade, a coleta será realizada em um único computador no setor de física médica, com cópia manual em computador pessoal do pesquisador, excluindo dados pessoais dos indivíduos: como nome, idade e laudos médicos, garantindo a confidencialidade das informações.

Para os novos protocolos que serão desenvolvidos e sugeridos, será utilizado um phantom antropomórfico (peça que simula as estruturas do corpo humano), para então comparação de doses, não expondo os indivíduos a radiação ionizante sem justificativa.

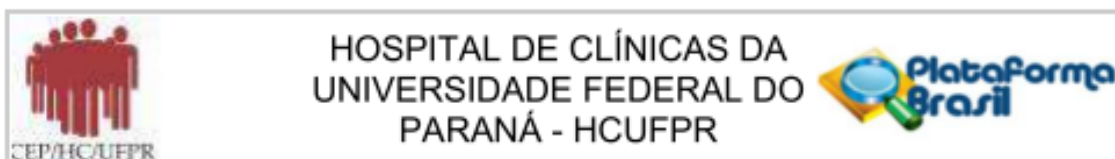
BENEFÍCIOS

Proteção radiológica para pacientes pediátricos, aumento da vida útil do tubo de radiação do tomógrafo e proteção radiológica para a equipe que trabalha no setor.

A preocupação com a proteção radiológica, com os efeitos biológicos da radiação, é de grande importância para a sociedade. Sendo assim, é extremamente relevante o conhecimento e aplicação de métodos que minimizem esses efeitos biológicos. Os exames radiológicos são métodos eficazes no diagnóstico de doenças, sendo uma ferramenta imprescindível na conduta médica.

Outro benefício será o desenvolvimento de protocolos otimizados, com relatórios dosimétricos compatíveis ou inferiores aos recomendados por órgãos internacionais de proteção radiológica.

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181
Bairro: Alto da Glória **CEP:** 80.060-900
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3360-1041 **Fax:** (41)3360-1041 **E-mail:** cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 4.360.036

Propor a aplicação desses protocolos otimizados.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O estudo tem relevância científica pois pretende determinar os índices de doses de radiação recebidos pelos pacientes pediátricos submetidos a tomografia e ainda desenvolver um protocolo de parâmetros radiológicos a serem utilizados para realização de exames de tomografia com menor índice de radiação e boa qualidade de imagem.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos necessários a esta pesquisa forma adequadamente apresentados.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O pesquisador corrigiu as pendências apontadas adequadamente.

Considerações Finais a critério do CEP:

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do HC-UFPR, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/2012 e na Norma Operacional Nº 001/2013 do CNS, manifesta-se pela aprovação do projeto, conforme proposto, para início da Pesquisa. Solicitamos que sejam apresentados a este CEP relatórios semestrais sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos. Os documentos da pesquisa devem ser mantidos arquivados.

É dever do CEP acompanhar o desenvolvimento dos projetos por meio de relatórios semestrais dos pesquisadores e de outras estratégias de monitoramento, de acordo com o risco inerente à pesquisa.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_1612572.pdf	09/10/2020 17:24:49		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projetocorrigido.pdf	09/10/2020 17:23:37	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Outros	cartaementa.pdf	09/10/2020 17:21:09	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura	Projetocorrigido.doc	09/10/2020 16:16:46	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181

Bairro: Alto da Glória

CEP: 80.060-900

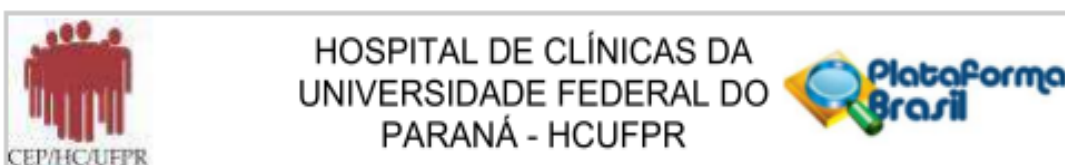
UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3360-1041

Fax: (41)3360-1041

E-mail: cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 4.360.036

Investigador	Projetocorrigido.doc	09/10/2020 16:16:46	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projetoword.docx	18/08/2020 14:16:20	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projetopdf.pdf	18/08/2020 14:14:11	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Outros	Compromisso3.pdf	18/08/2020 12:03:24	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Outros	Compromisso2.pdf	18/08/2020 12:02:59	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Outros	Compromisso1.pdf	18/08/2020 12:02:40	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Ausencia2.pdf	18/08/2020 11:56:47	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Ausencia1.pdf	18/08/2020 11:56:32	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Solicitação Assinada pelo Pesquisador Responsável	Cartasolicitacao.pdf	18/08/2020 11:54:32	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Orçamento	Ausenciacustos.pdf	18/08/2020 11:53:52	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Declaração de concordância	concordanciaservicos.pdf	18/08/2020 11:53:06	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Outros	Orientador.pdf	18/08/2020 11:32:09	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito
Folha de Rosto	FolhaRosto.pdf	18/08/2020 11:17:30	DEBORA REGINA BONFLEUR	Aceito

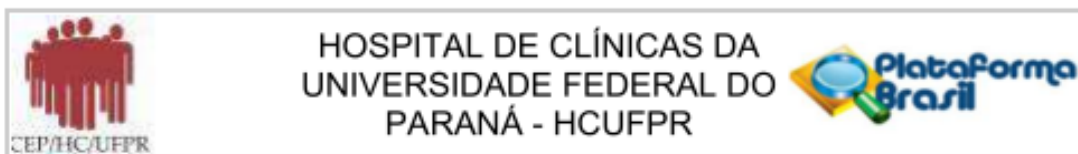
Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181
 Bairro: Alto da Glória CEP: 80.060-900
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3360-1041 Fax: (41)3360-1041 E-mail: cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 4.360.036

CURITIBA, 26 de Outubro de 2020

Assinado por:
maria cristina sartor
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181

Bairro: Alto da Glória

CEP: 80.060-900

UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3360-1041

Fax: (41)3360-1041

E-mail: cep@hc.ufpr.br

ANEXO B - Documento AAPM parâmetros sugeridos: equipamento Toshiba

Anexo B - Documento AAPM parâmetros sugeridos: equipamento Toshiba

Pediatric Routine Head CT Protocols Version 1.1 12/14/201

PEDIATRIC HEAD – ROUTINE (HELICAL) (selected TOSHIBA scanners)

[\(Back to INDEX\)](#)

SCANOGRAM: Lateral, 120 kVp, 40 mA, from base of skull through vertex, angle to Reid's baseline to avoid orbits

TOSHIBA	Aq RXL	Aq 32	Aq 64	Aq PRIME	Aq Premium/ONE
Scan Type	Helical	Helical	Helical	Helical	Helical
Rotation Time (s)	0.75	0.75*	0.75*	0.75*	0.75*
Detector Configuration	16 x 0.5	32 x 0.5	32 x 0.5	40 x 0.5	32 x 0.5
CT Pitch Factor	Detail (0.688)	Detail (0.656)	Detail (0.656)	Detail (0.625)	Detail (0.656)
Speed (mm/rot)	5.5	10.5	10.5	12.5	N/A
kV	100 (0-2yrs) 120 (2+yrs)	100 (0-2yrs) 120 (2+yrs)	100 (0-2yrs) 120 (2+yrs)	100 (0-2yrs) 120 (2+yrs)	100 (0-2yrs) 120 (2+yrs)
Manual mA 0-2yrs, 100 kV	0-1yr: 115 >1-2yrs: 145	0-1yr: 155 1-2yrs: 190	0-1yr: 155 1-2yrs: 190	0-1yr: 120 1-2yrs: 150	0-1 yr: 230 1-2yrs: 280
Manual mA 2+yrs, 120 kV	>2-6yrs: 125 >6-16yrs: 160 >16+yr: 200	2-6yrs: 150 6-16yrs: 190 16+yr: 240	2-6yrs: 150 6-16yrs: 190 16+yr: 240	2-6yrs: 135 6-16yrs: 175 16+yr: 220	2-6yrs: 125 6-16yrs: 160 16+yr: 200
^{SURE} Exposure approach	Not recommended	Not recommended	Not recommended	Not recommended	Not recommended
AIDR 3D	AIDR 3D	AIDR 3D	AIDR 3D	AIDR 3D	AIDR 3D
Scan FOV	240mm (S)	240mm (S)	240mm (S)	240mm (S)	240mm (S)
CTDI-vol (mGy)	0-1yr: 20.1 1-2yrs: 25.3 2-6yrs: 33.3 6-16yrs: 42.6 16+yr: 53.3	0-1yr: 23.8 1-2yrs: 29.1 2-6yrs: 38.6 6-16yrs: 48.9 16+yr: 61.8	0-1yr: 23.8 1-2yrs: 29.1 2-6yrs: 38.6 6-16yrs: 48.9 16+yr: 61.8	0-1yr: 20.3 1-2yrs: 25.3 2-6yrs: 33.3 6-16yrs: 43.2 16+yr: 54.3	0-1yr: 22.2 1-2yrs: 27.1 2-6yrs: 36.2 6-16yrs: 46.3 16+yr: 57.9

VOLUME RECON - BRAIN

Type	Volume	Volume	Volume	Volume	Volume
^{SURE} IQ*	Pediatric Brain	Pediatric Brain	Pediatric Brain	Pediatric Brain	Pediatric Brain
Image Thickness (mm)	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
Reconstruction Interval (mm)	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3

VOLUME RECON - BONE

Type	Volume	Volume	Volume	Volume	Volume
^{SURE} IQ*	Pediatric Bone	Pediatric Bone	Pediatric Bone	Pediatric Bone	Pediatric Bone
Image Thickness (mm)	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
Reconstruction Interval (mm)	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3

REFORMATS: The following reformat table applies to all of the Toshiba volume reconstructions above.

	REFORMAT 1	REFORMAT 2	REFORMAT 3
Type	Axial	Coronal	Sagittal
Start	Base of skull	Anterior	Left
End	Vertex	Posterior	Right
^{SURE} IQ**	Pediatric Brain	Pediatric Brain	Pediatric Brain
Thickness (mm)	5	5	5
Interval (mm)	5	5	5

* Shorter rotation times should be considered if the required tube current-time product (mAs) can be reached.

**The ^{SURE}IQ setting determines the reconstruction FC as well as other post-processing and reconstruction options, such as AIDR. The ^{SURE}IQ settings listed here refer to the manufacturer default settings.

The disclaimer on page 1 is an integral part of this document.

Copyright © December 14, 2015 by AAPM. All rights reserved.

ANEXO C - Instrução Normativa N° 93, De 27 de Maio de 2021

Instrução Normativa Nº 93, De 27 de Maio de 2021

DIÁRIO OFICIAL DA UNIÃO

Publicado em: 31/05/2021 | Edição: 101 | Seção: 1 | Página: 157

Orgão: Ministério da Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária/ Diretoria Colegiada

INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN Nº 93, DE 27 DE MAIO DE 2021

Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de tomografia computadorizada médica, e dá outras providências.

A Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária, no uso das atribuições que lhe confere o art. 15, III e IV, aliado ao art. 7º, III e IV da Lei nº 9.782, de 26 de janeiro de 1999, e ao art. 53, VII, §§ 1º e 3º, do Regimento Interno aprovado pela Resolução de Diretoria Colegiada - RDC nº 255, de 10 de dezembro de 2018, resolve adotar a seguinte Instrução Normativa, conforme deliberado em reunião realizada em 26 de maio de 2021, e eu, Diretor-Presidente, determino a sua publicação.

CAPÍTULO I

DISPOSIÇÕES INICIAIS

Art. 1º Esta Instrução Normativa estabelece requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de tomografia computadorizada médica, bem como a relação mínima de testes de aceitação e de controle de qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde, determinando as respectivas periodicidades, tolerâncias e níveis de restrição, conforme Anexo I desta Instrução Normativa.

Parágrafo único. O rol de testes do Anexo I desta Instrução Normativa deve ser complementado pelos testes de aceitação e de controle de qualidade estabelecidos pelo fabricante do sistema avaliado e pelas demais normativas aplicáveis.

Seção I

Características dos equipamentos e dos processos

Art. 2º Todo equipamento de tomografia computadorizada médica deve possuir:

I - blindagem no cabeçote de modo a garantir nível mínimo de radiação de fuga, restringida à taxa de kerma no ar de 1 mGy/h (um miligray por hora) a 1 (um) metro do ponto focal, quando operado em condições de ensaio de fuga, comprovada com certificado de adequação emitido pelo fabricante na instalação do tubo de raios X;

II - filtração total permanente do feixe útil de radiação de, no mínimo, o equivalente a 2,5 mm (dois inteiros e cinco décimos de milímetro) de alumínio;

III - meios que permitam a determinação visual do plano de referência;

IV - dispositivo que permita ao operador interromper, a qualquer instante, qualquer aquisição de duração maior que 0,5 s (cinco décimos de segundo);

V - indicação visual, no painel de controle, dos parâmetros de técnica, incluindo espessura de corte, colimação e incremento de varredura, antes do início de uma série;

VI - meios para ajustar os números de CT, de modo que os dados de calibração no fantoma com água ou material equivalente produzam números iguais a 0 (zero);

VII - modulação automática de corrente, para equipamentos comercializados após a publicação desta Instrução Normativa;

VIII - protocolos pediátricos, para equipamentos utilizados em pediatria;

IX - tecnologia helicoidal, para equipamentos comercializados após a publicação desta Instrução Normativa;

X - indicação do Índice de Dose em Tomografia Computadorizada Ponderado (CTDIW) ou Índice de Dose em Tomografia Computadorizada Volumétrico (CTDIVOL) e do Produto Dose x Comprimento (DLP), para equipamentos comercializados após a publicação desta Instrução Normativa; e

XI - relatório de dose em padrão DICOM, para equipamentos comercializados após a publicação desta Instrução Normativa.

Art. 3º A emissão de raios X, enquanto durar a exposição radiográfica, deve ser indicada por sinal sonoro e luminoso localizado no painel de controle do equipamento.

Seção II

Requisitos de desempenho e aceitação

Art. 4º São condições dos procedimentos e equipamentos de tomografia computadorizada médica que inabilitam o seu uso:

I - equipamento sem modulação automática de corrente, para equipamentos comercializados após a publicação desta Instrução Normativa;

II - equipamento sem protocolos pediátricos, caso sejam utilizados em pediatria;

III - equipamento sem indicação de CTDIW ou CTDIVOL e DLP, para equipamentos comercializados após a publicação desta Instrução Normativa; e

IV - equipamento sem relatório de dose em formato DICOM, para equipamentos comercializados após a publicação desta Instrução Normativa.

CAPÍTULO II

DISPOSIÇÕES FINAIS

Art. 5º Fica revogada a Instrução Normativa - IN nº 55, de 20 de dezembro de 2019, publicada no Diário Oficial da União de 26 de dezembro de 2019.

Art. 6º Esta Instrução Normativa entra em vigor em 1º de julho de 2021.

ANTONIO BARRA TORRES

ANEXO I

TESTES DE ACEITAÇÃO E DE CONTROLE DE QUALIDADE PARA SERVIÇOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA MÉDICA

TESTES	PERIODICIDADE	TOLERÂNCIA	NÍVEL DE RESTRIÇÃO
Exatidão do indicador da tensão do tubo	Teste de aceitação e após reparos.	≤5%	> 10%
Exatidão do número de CT	Teste de aceitação, semanal ou após reparos	Conforme estabelecido pelo fabricante ou -1000 ± 10 (ar); e 0 ± 5 (água)	> -980 ou < -1020 (ar); e -10 (água)
Uniformidade do nº de CT	Teste de aceitação, semanal ou após reparos	≤5 HU*	> 10 HU
Ruído	Teste de aceitação, semanal ou após reparos	≤15% acima do valor de referência	> 20% acima do valor de referência
Valores representativos de dose	Teste de aceitação, anual ou após reparos	Anexo II	-
Resolução espacial	Teste de aceitação, anual ou após reparos	≥ 6 pl/cm em resolução normal e ≥ 10 pl/cm em alta resolução	< 3 pl/cm em resolução normal e < 5 pl/cm em alta resolução.
Exatidão da espessura do corte	Teste de aceitação, anual ou após reparos	Desvio de ± 1 mm para espessuras nominais maiores que 2 mm e ± 50% da espessura nominal para espessuras nominais menores ou iguais a 2 mm.	> 2 mm
Exatidão do indicador do deslocamento da mesa	Teste de aceitação, anual ou após reparos	< 1 mm	> 2 mm
Exatidão do indicador do posicionamento da mesa	Teste de aceitação, anual ou após reparos	< 1 mm	> 2 mm
Luminância do monitor para diagnóstico ou laudo	Teste de aceitação, anual ou após reparos	≥ 170 cd/m ²	-
Luminância do negatoscópio para diagnóstico ou laudo	Teste de aceitação, anual ou após reparos	≥ 1500 cd/m ²	-
Iluminância da sala de laudos	Teste de aceitação, anual ou após reparos	≤50 lx	-
Integridade dos acessórios e equipamentos de proteção individual	Teste de aceitação, anual ou após reparos	Íntegros	Não possui ou todos estão danificados
Coincidência entre os indicadores luminosos do plano externo e interno e do plano irradiado	Teste de aceitação, anual ou após reparos	< 2 mm	> 4 mm
Uniformidade da Luminância dos monitores e negatoscópios para diagnóstico	Teste de aceitação, anual ou após reparos	≤30%	-
Verificação de ausência de artefatos na imagem	Teste de aceitação, anual ou após reparos	Imagem sem artefatos	-
Exatidão da			

Existência do Indicador de Dose em TC (quando aplicável)	Teste de aceitação, anual ou após reparos	≤20%	> 40%
Compensação do Sistema de modulação de corrente para diferentes espessuras (quando aplicável)	Teste de aceitação, anual ou após reparos	≤20%	> 40%
Levantamento radiométrico	Teste de aceitação, quadrienal, após modificações nas salas, equipamentos ou procedimentos	Área Livre: ≤0,5 mSv/ano; Área Controlada: ≤5,0 mSv/ano.	Área Livre: > 1,0 mSv/ano; Área Controlada: > 10,0 mSv/ano.

*HU - Unidades Hounsfield

ANEXO II

VALORES REPRESENTATIVOS DE DOSE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA MÉDICA

Exame	CTDIvol (mGy)
	Referência Máxima
Cabeça (adulto típico*)	70
Abdome (adulto típico*)	25
Abdome (pediátrico**)	20

*Paciente adulto típico (para fins de avaliação de exposição médica em adulto) - Indivíduo com característica biométrica típica de adulto, com peso entre 60 e 75 kg e altura entre 1,60 e 1,75 m.

**Pediátrico - Indivíduo com 5 anos de idade, com aproximadamente 20 kg.

Este conteúdo não substitui o publicado na versão certificada.

ANEXO D - Certificado de Calibração Câmara de Ionização

Anexo D - Certificado de Calibração Câmara de Ionização



Certificado de Calibração

Nº: LABPROSAUD-C177-20

Objeto: Calibração de medidor de radiação.

Grandezas(s) calibradas(s):

1. Kerma no ar
2. Tensão aplicada ao tubo de raios X
3. Produto Kerma-comprimento, P_{KL}
4. Equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$
5. Iluminância

Corpo de Prova:	Equipamento:	Multimedidor X2 Base Unit		
	RaySafe	Mod. 8251010-6	N/S.	264383
	Sensor externo:	X2 R/F Sensor		
	RaySafe	Mod. 8252010-6	N/S.	261244
	Sensor externo:	X2 Light Sensor		
RaySafe	Mod. 8252040-4	N/S.	259610	
Sensor externo:	X2 CT Sensor			
RaySafe	Mod. 8252030-3	N/S.	256972	
Sensor externo:	X2 Survey Sensor			
RaySafe	Mod. 8252060-1	N/S.	230643	

Ordem de serviço: OS_CTE-C-0107-20

Dados do usuário: Brasilrad Consultoria em Radioproteção - LTDA
 CNPJ: 07.597.960/0001-20
 Rodovia SC 401, Km 01,600, Parque Tecnológico Alfa, Ed. Celta, João Paulo
 Florianópolis - SC
 CEP: 88.030-000

Observações: O(s) corpo(s) de prova foram recebidas em 27/10/2020.
 Este certificado só deve ser reproduzido completo. A reprodução em partes só é permitida mediante autorização por escrito do LABPROSAUD.
 Os resultados apresentados neste certificado referem-se exclusivamente aos corpos de prova avaliados conforme recebidos, nas condições especificadas.
 A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com o "Guia para Expressão da Incerteza de Medição", Terceira Edição Brasileira, admitindo-se o fator de abrangência $k = 2$ e nível de confiança de 95%.

Salvador, 29 de outubro de 2020

Me. Eric Matos Macêdo
 Signatário Autorizado

Dr. Marcus Vinícius I. Navarro
 Coordenador Técnico



Nº: LABPROSAUD-C177-20

Calibração: Kerma no ar - RQR. Multimetro X2 Base Unit RaySafe 8251010-6 (N/S 264383) + X2 R/F Sensor 8252010-6 (N/S 261244).

Instrumentação de referência: Eletrômetro Unidos weblin (PTW Freiburg), Mod. T10021, N/S. 000860
Rastreabilidade: PTB 60053-14 - Firmware UNIDOS: 2.06

Câmara de ionização 30 cm³ (PTW Freiburg), Mod. TM233612, N/S. 000392
Rastreabilidade: PTB 60060-14

Gerador de raios X de potencial constante GE, ISOVOLT TITAN E, N/S. 6641093
Tubo de raios X, ISOVOLT 160 M2, N/S 12 2105

C. ambientais: T [°C]: 22,5 ± 0,3 P [kPa]: 100,92 ± 0,03 Umidade [%]: 57,8 ± 1,5

Metodologia: Foi utilizado o método da substituição conforme as recomendações da IEC 61267:2005 e TRS/IAEA 457:2007. A distância entre o foco e o plano de medição é de 100 cm, tendo um campo de radiação de 10 cm de diâmetro nesse plano.
Capacidade de Medição e Calibração (CMCI): 1,6%

Resultados: Calibração realizada em 28/10/2020
Local: LPR - Laboratório de Proteção Radiológica

Q	Tensão [kV]	Filtração adicional [mm Al]	CSR [mm Al]	MEDIDAS			N _k	Incerteza [%]
				Referência		Corpo de prova		
				[mGy/min]	[mGy/min]	[mGy/min]		
RQR 3	50	2,6	1,8	20,17	20,17	20,00	1,009	2,0
RQR 5	70	2,6	2,6	20,46	20,46	20,60	0,993	2,0
RQR 7	90	3,2	3,5	20,48	20,48	20,70	0,989	2,0
RQR 9	120	4,0	5,0	21,20	21,20	21,52	0,985	2,0

1 - Valor da taxa de kerma no ar de referência convertido para a mesma unidade de medida indicada no corpo de prova;

2 - Valor da taxa de kerma no ar indicada no corpo de prova.

Informações adicionais: A face anterior do detector foi utilizada como ponto de referência, sendo posicionada num plano perpendicular ao eixo central do feixe de radiação.

O valor de Kerma no ar (ou taxa), K_a, é obtido a partir da medida (M) indicada no corpo de prova:

$$K_a = M \cdot N_k \cdot k_{TP} \quad [\text{mGy/min}]$$

N_k é o fator de calibração;

k_{TP} é o fator de correção para densidade do ar, com T_{ref} = 20,0 °C e P_{ref} = 101,325 kPa (apenas para câmaras de ionização abertas).



Nº: LABPROSAUD-C177-20

Calibração: Tensão aplicada ao tubo de raios X - RQR. Multimetro X2 Base Unit RaySafe 8251010-6 (N/S 264383) + X2 R/F Sensor 8252010-6 (N/S 261244).

Instrumentação de referência: NOMEX IPTW Freiburg), Mod. T11049, N/S. 101516
Rastreabilidade: PTB 60004-18 - Software NOMEX® 1.1 v. 1.1.2.0
Configuração do software: "RAD/FLU/DENT" - 40 - 150 kV

Gerador de raios X de potencial constante GE, ISOVOLT TITAN E, N/S. 6641093
Tubo de raios X, ISOVOLT 160 M2, N/S 12 2105

Condições ambientais: Temperatura [°C] 22,2 ± 0,3
Pressão atm. [kPa] 100,92 ± 0,03
Umidade rel. [%] 54,3 ± 1,5

Metodologia: Foi utilizado o método da substituição conforme as recomendações da IEC 61267:2005 e TRS/IAEA 457:2007. A distância entre o foco e o plano de medição é de 100 cm, tendo um campo de radiação de 10 cm de diâmetro nesse plano.
Capacidade de Medição e Calibração (CMC): 1,6%

Resultados: Calibração realizada em 28/10/2020
Local: LPR - Laboratório de Proteção Radiológica

Q	Tensão nominal [kV]	Filtração adicional [mm Al]	CSR [mm Al]	MEDIDAS		N _{kV}	Incerteza [%]
				Referência [kV]	Corpo de prova [kV]		
RQR 3	50	2,6	1,8	49,7	50,0	0,994	1,6
RQR 5	70	2,6	2,6	70,1	69,7	1,006	1,6
RQR 7	90	3,2	3,5	88,7	89,0	0,997	1,6
RQR 9	120	4,0	5,0	118,9	120,0	0,991	1,6

Informações adicionais: A face anterior do detector foi utilizada como ponto de referência, sendo posicionada num plano perpendicular ao eixo central do feixe de radiação.

Para se obter o valor de tensão no tubo kV, multiplica-se o valor medido [M] pelo fator de correção (N_{kV}), conforme a seguinte equação:

$$kV = M \cdot N_{kV} \quad [kV]$$

N_{kV} é o fator de calibração:



Nº: LABPROSAUD-C177-20

Calibração: Equivalente de dose ambiente, H*(10) - ISO N. Multimodador X2 Base Unit RaySafe 8251010-6 (N/S 264383) + X2 Survey Sensor 8252060-1 (N/S 230643).

Instrumentação de referência: Eletrômetro Unidos weblin (PTW Freiburg), Mod. T10021, N/S. 000860
Rastreabilidade: PTB 60053-14 - Firmware UNIDOS: 2.06

Câmara de ionização 1 L (PTW Freiburg), Mod. TM32002, N/S. 000461
Rastreabilidade: PTB 60104-18

Gerador de raios X de potencial constante GE, ISOVOLT TITAN E, N/S. 6641093
Tubo de raios X, ISOVOLT 160 M2, N/S 12 2105

C. ambientais: T [°C]: 22,2 ± 0,3 P [kPa]: 100,92 ± 0,03 Umidade [%]: 54,3 ± 1,5

Metodologia: Foi utilizado o método da substituição conforme as recomendações da ISO 4037-1:1996 e ISO 4037-3:1997. A distância entre o foco e o plano de medição é de 250 cm, tendo um campo de radiação de 30 cm de diâmetro nesse plano.
Capacidade de Medição e Calibração (CMC): 4,2%

Resultados:

Calibração realizada em 28/10/2020
Local: LPR - Laboratório de Proteção Radiológica

Q	Tensão [kV]	Filtração adicional [mm]	CSR [mm Cu]	Energia Média Nominal [keV]	MEDIDAS			N _i [mSv/mGy]	Incerteza [%]
					Referência [mSv/h]	Corpo de prova [mGy/h] ¹	[mGy/h] ²		
N 60	60 kV	4 Al + 0,6 Cu	0,24	48	5,24	3,30	3,32	1,578	4,4
N 80	80 kV	4 Al + 2,0 Cu	0,57	65	5,11	3,21	2,79	1,832	4,4
N 100	100 kV	4 Al + 5,0 Cu	1,08	83	4,63	2,91	2,97	1,559	4,5

1 - Valor da medida de referência convertida para a mesma unidade de medida indicada no corpo de prova, conforme coeficientes de conversão descritos na tabela 11 da norma ISO 4037-3:1999; 2 - Valor da medida indicada no corpo de prova.

Observação: A face anterior do detector foi utilizada como ponto de referência, sendo posicionada num plano perpendicular ao eixo central do feixe de radiação.

Para se obter o valor de equivalente de dose ambiente (ou taxa), multiplica-se o valor medido (M) pelo fator de correção (N_i), conforme a seguinte equação:

$$H^*(10) = M \cdot N_i \cdot k_{TP} \quad [\text{mSv/h}]$$

k_{TP} é o fator de correção para densidade do ar (para câmaras de ionização abertas), para o valor de T_{ref} = 20,0 °C e P_{ref} = 101,325 kPa.



Nº: LABPROSAUD-C177-20

Calibração: Produto kerma-comprimento - RQT. Multimetro X2 Base Unit RaySafe 8251010-6 (N/S 264383) + X2 CT Sensor 8252030-3 (N/S 256972).

Instrumentação de referência: Eletrômetro Unidos webline (PTW Freiburg), Mod. T10021, N/S. 000860
Rastreabilidade: PTB 60053-14 - Firmware UNIDOS: 2.06

Câmara de ionização 30 cm long (PTW Freiburg), Mod. TM30017, N/S. 000044
Rastreabilidade: PTB 60061-14

Gerador de raios X de potencial constante GE, ISOVOLT TITAN E, N/S. 6641093
Tubo de raios X, ISOVOLT 160 M2, N/S 12 2105

C. ambientais: T [°C]: 22,5 ± 0,3 P [kPa]: 100,92 ± 0,03 Umidade [%]: 57,8 ± 1,5

Metodologia: Foi utilizado o método da substituição conforme as recomendações da IEC 61267:2005 e TRS/IAEA 457:2007. A distância entre o foco e o plano de medição é de 100 cm, tendo um campo de radiação retangular de 4,2 x 2,1 cm.
Capacidade de Medição e Calibração (CMC): 1,8%

Resultados: Calibração realizada em 28/10/2020
Local: LPR - Laboratório de Proteção Radiológica

Q	Tensão [kV]	Filtração adicional [mm Cu]	CSR [mm Al]	MEDIDAS			N _{KL} [cm]	Incerteza [%]
				Referência		Corpo de prova		
				[mGy.cm/ min]	[μGy/s] ¹	[μGy/s] ²		
RQT 8	100	0,35	6,9	101,3	168,8	162	0,625	2,1
RQT 9	120	0,35	8,4	101,3	168,8	163	0,621	2,1
RQT 10	150	0,35	10,1	105,1	175,2	167	0,629	2,1

1 - Valor da taxa de kerma no ar de referência convertido para a mesma unidade de medida indicada no corpo de prova;

2 - Valor da taxa de kerma no ar indicada no corpo de prova.

Observação: O centro do volume sensível da câmara de ionização foi utilizado como ponto de referência, sendo posicionado num plano perpendicular ao eixo central do feixe de radiação.

Para a determinação do Fator de calibração (N_{KL}), para as qualidades de radiação RQT foi utilizado o método da irradiação parcial da câmara de ionização. Os valores do Produto Kerma Comprimento (P_{KL}) do instrumento ensaiado e do Kerma no ar (K_a) podem ser calculados da seguinte forma:

$$P_{KL} = M \cdot N_{KL} \cdot k_{TP} \quad [\text{mGy.cm/min}] \quad K_a = P_{KL} / L \quad [\text{mGy/min}]$$

M - Indicação do instrumento do usuário;

L - Comprimento irradiado da câmara de ionização, em cm.

k_{TP} é o fator de correção para densidade do ar (para câmaras de ionização abertas), para o valor de T_{ref} = 20,0 °C e P_{ref} = 101,325 kPa.



Nº: LABPROSAUD-C177-20

Calibração:	Iluminância. Multimetro X2 Base Unit RaySafe 8251010-6 (N/S 264383) + X2 Light Sensor 8252040-4 (N/S 259610).
Instrumentação de referência:	Fotômetro PRC Krochmann Padrão DIN CLASS A N/S 131015 Rastreabilidade L0191/2018 Espectrômetro Ocean Optics USB2000 - Ultravioleta-Visível N/S USB2G48645 Rastreabilidade CER-106/17 RBC Sistema da fonte luminosa padrão: - Esfera Integradora 20' N/S 8134119; Lâmp. Xênonio 300W e Halógena 150W; - Eletrometro do detector N/S 117145208 - Fonte de Alimentação Elétrica N/S 220145392 - Espectrômetro monitor N/S USB2+U02546.
Condições ambientais:	Temperatura [°C] 25,2 ± 1,6 Umidade rel. [%] 52 ± 3
Metodologia:	O método utilizado está descrito no nosso procedimento interno PO.LEM.C.02 Calibração da iluminância, Labprosaud IFBA, o qual utiliza a metodologia da substituição por fotômetro padrão conforme as recomendações da: - ISO_CIE 19476_Characterization of the performance of illuminance meters and luminance meters - NIST.SP.250-95_2018 PHOTOMETRIC CALIBRATIONS A área sensível do sensor do fotômetro foi iluminada perpendicularmente. O plano de referência para a medida de distância foi o plano tangente ao cosseno corretor Capacidade de Medição e Calibração (CMC): 2,8%

Resultados: Calibração realizada em 28/10/2020
Local: LEM - Laboratório de Equipamentos Eletromédicos

Temperatura de cor correlata (valor nominal)	MEDIDAS			Resolução C. prova	N _E	Incerteza %	
	Referência [lux]	-	C. de prova ¹ [lux]				
5500 K	121	-	125	1[lux]	0,968	2,8	
	237	-	250		0,948	2,8	
	489	-	498		0,982	2,9	
		[lux]	[lux]	[lux]	Resolução	N _E	Incerteza
	1002	-	1000	10[lux]	1,002	3,1	
	1541	-	1510		1,021	3,1	
	2074	-	2030		1,022	3,1	

1 - Valor da iluminância de referência convertido para a mesma unidade e ordem de grandeza da medida que é indicada pelo corpo de prova;
2 - Valor da iluminância indicada no corpo de prova.

Informações adicionais: O valor de iluminância, "E", é obtido a partir da medida (M) indicada no corpo de prova multiplicado por N_E, que é o fator de calibração:

$$E = M \cdot N_E \quad (\text{lux})$$

Para esta calibração foi utilizado o fator de correção 0,999 para a correção das medidas da referência em função das diferenças espectrais entre a fonte Planckina padrão (2856 K) e a fonte utilizada na curva e a função da CIE V(λ) 1931.

Configurações utilizadas: O uso do fator de correção N_E está condicionado à escala em que o equipamento foi calibrado.