

INSTITUTO DE PESQUISAS E ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

**Redução da dose de radiação em TC pediátrica: Avaliação retrospectiva e
recomendações técnicas**

ANGÉLICA RABELO DE CASTRO SANTOS

**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional em Tecnologia
das Radiações em Ciências da Saúde na
área de Concentração
Processos Radiação na Saúde.**

**Orientadora
Profa. Dra. Carla Daruich de Souza**

**São Paulo
2024**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

Redução da dose de radiação em TC pediátrica: Avaliação retrospectiva e recomendações técnicas

ANGÉLICA RABELO DE CASTRO SANTOS

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde na área de Concentração Processos de Radiação na Saúde.

**Orientadora
Profa. Dra. Carla Daruich de Souza.**

**São Paulo
2024**

Fonte de Financiamento: Nenhuma

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

RABELO CASTRO SANTOS, A. **REDUÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM TC PEDIÁTRICA: AVALIAÇÃO RETROSPECTIVA E RECOMENDAÇÕES TÉCNICAS**. 2024. 109 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN, com os dados fornecidos pelo autor.

Rabelo Castro Santos, Angélica
Redução da Dose de Radiação em TC Pediátrica: Avaliação Retrospectiva e Recomendações Técnicas. Angélica Rabelo de Castro Santos; orientadora Carla Daruich de Souza.-- São Paulo, 2024.

109 f.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde (Processos de Radiação na Saúde) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2024.

1. Tomografia Computadorizada. 2. Tomografia pediátrica. 3. Controle de dose. 4. tomografia de crânio. I. Daruich de Souza, Carla, orient. II. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Autor: Angélica Rabelo de Castro Santos

Título: Redução da Dose de Radiação em TC Pediátrica: Avaliação Retrospectiva e Recomendações Técnicas.

Dissertação apresentada ao programa de Pós - Graduação em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde da Universidade de São Paulo para obtenção do Título de Mestre em Processos de Radiação na Saúde.

Data: 22-10-2024

Banca Examinadora

Profa. Dra. Carla Daruich de Souza

Instituição: Instituto de Pesquisas e Energéticas e Nucleares

Julgamento: aprovada

Profa. Dra. Daiane Cristini Barbosa de Souza

Instituição: Instituto de Federal de Santa Catarina

Julgamento: aprovada

Profa. Dra. Ana Carolina Costa da Silva

Instituição: SIEMENS HEALTHINEERS

Julgamento: aprovada

Agradecimentos

Durante estes 24 meses, enfrentei muitos desafios, a pandemia e anseios que precisavam ser superados para alcançar resultados positivos. Hoje, sinto uma profunda gratidão, à Deus, por ter sido minha fortaleza em todas as etapas.

Gostaria de expressar meus sinceros agradecimentos a todos os envolvidos neste trabalho. Em especial, à minha orientadora Dra. Carla Daruich Souza, que esteve sempre disposta a ajudar, mesmo quando estava distante na Coreia do Sul. Sua disponibilidade, entusiasmo e apoio constante foram fundamentais para o sucesso deste projeto. É uma honra ter sido sua orientanda.

Agradeço também ao amigo e especialista em imagens FIDI, Evandro Paes, por seu constante apoio e por incentivar a busca por resultados neste tema. À Yasmin Caroline Gonçalves da Silva, especialista em imagem FIDI, que me forneceu valiosas dicas para obter as autorizações necessárias junto às diretorias competentes.

Meu agradecimento ao líder do diagnóstico do Hospital Infantil, Adriano Fernandes da Mota, por sua ajuda contínua e por intermediar autorizações e processos internos com o hospital. Ao Dr. Henrique Carrete, agradeço por acreditar no projeto e por seu apoio incondicional.

Aos amigos da IV turma do MP e não poderia deixar de agradecer a minha amiga Tatiana Torribas, que foi meu apoio em diversas situações e fases da pesquisa. À minha família, que sempre me incentivou, em especial ao Luis Carlos de Castro Santos Rabelo, meu esposo, que se desdobrou unindo forças, para me apoiar com meus objetivos, e meus dois filhos, Evelyn Rabelo de Castro Santos e Luis Henrique Rabelo de Castro Santos.

Amo vocês profundamente.

Por fim, agradeço ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares pela oportunidade de estudar e obter meu título de mestre. Agradecimento em especial aos meus professores e a secretaria do programa pelo apoio e aprendizado.

“É dever da família, da sociedade e do Estado assegurar à criança e ao adolescente, com absoluta prioridade, o direito à vida, à saúde, à alimentação, à educação, à cultura, ao lazer e à profissionalização, à liberdade, ao respeito, à dignidade e à convivência familiar e comunitária, além de colocá-los a salvo de toda forma de negligência, discriminação, exploração, violência, crueldade e opressão.”

Artigo 227 da Constituição Federal de 1988.

RESUMO

RABELO CASTRO SANTOS, A. **Redução da dose de radiação em TC pediátrica: Avaliação retrospectiva e recomendações técnicas**. 2024. 109f. Tese (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo.

O número de tomógrafos tem aumentado no Brasil, segundo dados do Ministério da Saúde. Com isso, a contribuição relativa da Tomografia Computadorizada (TC), em pacientes adultos e pediátricos, para dose de radiação tem aumentado proporcionalmente. A TC de Crânio é solicitada com frequência para pacientes pediátricos, sendo utilizada no rastreamento de várias hipóteses diagnósticas. A determinação radiológica dos diâmetros cranianos na infância tem importância para a clínica pediátrica e neuropediatria. Para este público a preocupação do uso da radiação deve ser redobrada justamente pelas alterações fisiológicas em crianças que levam a diferença da radiosensibilidade dos tecidos. A utilização de um único tamanho de referência pode ser inapropriada, a modelagem do tamanho do paciente é o primeiro passo para gerenciar e estimar o risco pediátrico. Analisar e melhorar protocolos são princípios de proteção radiológica que atendem ao princípio ALARA. Este trabalho analisou retrospectivamente a exposição de pacientes pediátricos de 0 à ≤ 18 anos, submetidos ao exame de tomografia computadorizada de crânio, no triênio de (2020 a 2022). A amostra de dados é de conveniência, foram incluídas 455 pacientes, ambos os sexos: 252 (55%) masculino e 203 (45%) feminino. Os pacientes foram divididos em grupos etários e considerando o tamanho do crânio e idade, parâmetros de varredura como energia do feixe (kVp), corrente do tubo (mA), e dados de dose recebida (CTDI e DLP) foram analisados estatisticamente. Os dados mostram que os DLP totais analisados são consistentemente superiores às diretrizes da UE para todas as faixas etárias. As diferenças são mais acentuadas nos pacientes mais jovens, que são mais radiosensíveis. A dose efetiva variou significativamente entre os grupos ($p = 0,000$), sendo maior no grupo de 3 meses a 1 ano, seguido por 0 a 3 meses, 1 a 6 anos, 6 a 12 anos, e menor no grupo de 12 a 18 anos. Contrariando expectativas, pacientes com circunferência encefálica maior receberam doses menores. Esses resultados evidenciam a necessidade de otimização dos protocolos clínicos.

Palavras chaves: Tomografia Computadorizada, Tomografia pediátrica, controle de dose, tomografia de crânio.

ABSTRACT

RABELO CASTRO SANTOS, A. **Radiation dose reduction in pediatric CT: retrospective evaluation and technical recommendations.** 2024. 109f. Thesis (Professional Master's Degree in Radiation Technology in Health Sciences), Institute of Energy and Nuclear Research, IPEN-CNEN/SP, São Paulo.

The number of CT scanners has increased in Brazil, according to data from the Ministry of Health. Thus, the relative contribution of Computed Tomography (CT) in adult and pediatric patients, to radiation dose has increased proportionally. Cranial CT is frequently requested for pediatric patients and is used to screen for several diagnostic hypotheses. The radiological determination of cranial diameters in childhood is important for clinical pediatrics and neuropediatrics. For this public, the concern about the use of radiation should be redoubled precisely because of the physiological changes in children that lead to a difference in the radiosensitivity of the tissues. The use of a single reference size may be inappropriate, patient size modeling is the first step in managing and estimating pediatric risk. Analyzing and improving protocols are principles of radiation protection that meet the ALARA principle. This study retrospectively analyzed the exposure of pediatric patients aged 0 to ≤ 18 years, who underwent cranial computed tomography (CT) scanning, in the three-year period (2020 to 2023). The data sample is of convenience, 455 patients were included, both sexes: 252 (55%) males and 203 (45%) females. Patients were divided into age groups and considering skull size and age, scanning parameters such as beam energy (kVp), tube current (mA), and received dose data (CTDI and DLP) were statistically analyzed. The data shows that the total DLP analyzed is consistently higher than the EU guidelines for all age groups. The differences are more pronounced in younger patients, who are more radiosensitive. The effective dose varied significantly between groups ($p = 0.000$), being highest in the 3 months to 1 year group, followed by 0 to 3 months, 1 to 6 years, 6 to 12 years, and lowest in the 12 to 18 years group. Contrary to expectations, patients with larger brain circumference received lower doses. These results highlight the need for optimization of clinical protocols.

Keywords: Computed Tomography, Pediatric Tomography, dose control, Cranial tomography.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	OBJETIVO	16
	2.1 Objetivos Específicos	16
	2.2 Justificativa	16
3	REVISÃO DE LITERATURA	19
	3.1 História da Tomografia computadorizada	22
	3.1.2 Descoberta do Raios X	22
	3.2 Primeiro Tomógrafo	23
	3.2.1 Primeira Geração de Tomógrafos	23
	3.2.2 Segunda Geração dos Tomógrafos	24
	3.2.3 Terceira e Quarta Geração de Tomógrafos	24
	3.2.4 Quinta Geração - Tomografia Helicoidal	25
	3.2.5 Sexta Geração – Tomografia de Múltiplos Detectores (MDCT)	25
	3.3 EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	26
	3.3.1 Tubo de Raios X	26
	3.3.2 Qualidade dos Raios X (kVp).....	27
	3.3.3 Detectores de Radiação.....	29
	3.3.4 Filtro Bowtie	30
	3.3.5 Gerador.....	31
	3.3.6 Gantry e Mesa de Exame	32
	3.3.7 Mesa de Comando e Software.....	33
	3.4 Modo de aquisição de tomografia computadorizada	33
	3.4.1 Escanograma	33
	3.4.2 Axial ou Sequencial.....	34
	3.4.3 Helicoidal ou Espiral.....	34
	3.4.4 Pitch	35
	3.5 Reconstrução da Imagem Digitais	35
	3.5.1 FOV (Field of View).....	36
	3.5.2 Matriz de Imagem em TC.....	37
	3.6 Processo de formação da imagem	37
	3.6.1 Etapas da Formação da Imagem em TC	37

3.6.2	Unidade Hounsfield.....	38
3.6.3	Janelas WW e WL.....	39
3.7	Modulação da corrente do tubo (mA)	40
3.8	Controle da qualidade	42
3.9	Dosimetria para tomografia computadorizada.....	43
3.9.1	Descritores de Dose.....	43
3.9.2	Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI)	44
3.9.3	Produto Dose comprimento (DLP)	47
3.9.4	Níveis de Referências de Diagnóstico (DRL).....	47
3.10	Relação das Medidas de Radiação.....	50
3.10.1	Dose Absorvida (D).....	50
3.10.2	Dose Equivalente (H _T).....	50
3.10.3	Dose Efetiva (E)	51
3.11	Características anatômicas do paciente pediátrico.....	52
3.12	Trabalhos da literatura	53
4	METODOLOGIA.....	57
4.1	Local de Estudo	57
4.2	Tomógrafo do Estudo.....	57
4.3	Protocolo atual implementado no Hospital	58
4.4	População do estudo.....	59
4.4.1	Crerios de Inclusão e exclusão	59
4.5	Coleta de Dados.....	60
4.6	Métodos de Cálculo	62
4.7	Análise estatística.....	64
4.7.1	Boxplot	66
4.8	Relatório técnico.....	68
4.9	Site	69
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	70
5.1	Descrição dos dados.....	70
5.2	Análise estatística.....	71
5.3	Boxplot	75
5.4	Comparação de dados	77
5.4.1	CTDIvol e DLP	77

5.4.2 Regressão.....	79
5.5 Relatório técnico.....	81
5.6 Site.....	91
5.7 Discussão.....	94
6 CONCLUSÕES.....	97
7 REFERÊNCIAS.....	100

1 INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma modalidade diagnóstica eficaz e indispensável devido sua agilidade e acurácia, possibilita o diagnóstico preciso que dispensa procedimentos invasivos, reduzindo o tempo de hospitalização e a redução de custos com saúde (SCAGLIONE et al., 2008; ZHU et al., 2021). No Brasil houve um aumento de aproximadamente 64% no número de tomógrafos disponíveis entre 2006 a 2012 segundo o Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (MINISTÉRIO DA SAÚDE CNES-CADASTRO NACIONAL DE ESTABELECIMENTOS DE SAÚDE, 2020). Com isso, a contribuição relativa da TC, em pacientes adultos e pediátricos, para dose de radiação tem aumentado proporcionalmente. A técnica foi crucial na investigação da condição pulmonar durante a pandemia da COVID-19 (ROSA ET AL., 2020).

A radiação ionizante, como os Raios X (fótons), interage com os tecidos durante a exposição depositando energia em nível atômico, causando ionizações. Essas ionizações podem causar danos diretos ao DNA ou indiretos, por meio de um processo conhecido como radiólise, no qual a radiação ioniza moléculas de água no corpo, gerando radicais livres, como o radical hidroxila (BUSHONG, 2020). Esses radicais livres são altamente reativos e podem danificar o DNA ao provocar quebras nas fitas, especialmente nas fitas duplas, que são mais difíceis de reparar. O dano direto à fita simples do DNA geralmente é reparável, enquanto o dano à fita dupla é mais complexo e pode ser incompleto. Os efeitos biológicos da radiação ionizante podem ser imediatos, resultando em morte celular (como a necrose por radiação) que, em casos graves, pode comprometer o organismo. Além disso, danos celulares provocados por radiação podem levar a efeitos a longo prazo, como defeitos congênitos e câncer (BUSHONG, 2020).

As dimensões e características biológicas dos pacientes pediátricos diferem significativamente das dos adultos, pois os tecidos biológicos das crianças estão em constante multiplicação celular (COSTA E SILVA, 2007). Além disso, esse paciente possui diferentes distâncias entre os órgãos internos e espessura das camadas corporais. Nas crianças, a tireoide é mais radiosensível e o abdome têm camadas finas com menos gordura visceral podendo resultar em impactos maiores do que nos adultos (COSTA E SILVA, 2007).

A publicações de relatórios da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) reforçam os cuidados com as crianças. Em seu relatório (nº 24) a IAEA afirma que a preocupação deve ser redobrada dada sua maior expectativa de vida e o cálculo dosimétrico para pacientes pediátricos deve ter cuidados especiais já que impacta diretamente os protocolos (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2013). Em seu relatório (nº 71) a IAEA trabalha os parâmetros de aquisição em modalidades diagnósticas (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2012).

A Sociedade Americana de Radiologia Pediátrica (SPR), organizou em 2002 uma conferência multidisciplinar para abordar a exposição à radiação em TC em crianças (SOCIETY FOR PEDIATRIC RADIOLOGY, 2002), focando no conceito ALARA. Este conceito foi desenvolvido pela International Commission on Radiological Protection (ICRP) na década de 1977, é aplicado em todas as áreas que envolvem radiação, inclusive no diagnóstico médico (COMISSÃO INTERNACIONAL DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA -105, 2007). Posteriormente em 2007, a Sociedade de Radiologia Pediátrica em conjunto com treze membros (sociedades médicas líderes, agências e grupos reguladores) a lançar a campanha *Image Gently* (GOSKE et al., 2008). Motivada pela necessidade de proteger as crianças dos potenciais riscos associados à exposição da radiação ionizante, foi fundada uma organização mundial de mesmo nome que visa melhorar a segurança na realização de exames de imagem em pediatria (GOSKE et al., 2008).

No II Workshop Internacional realizado em Vienna, 2017, a Sociedade Paranaense de Pediatria (SPP) foi uma das primeiras entidades pediátricas brasileiras a se filiar à organização. Após a SPP, se fidelizaram a Sociedade Brasileira de Pediatria (SBP), com os apoios do Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR), do Conselho Federal de Medicina (CFM), da Associação Médica Brasileira (AMB), da Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia (SBOT), da Sociedade Latino-Americana de Radiologia Pediátrica (SLARP), do Colégio Inter-Americano de Radiologia (CIR), do Latin Safe e da Federação Mundial de Radiologia Pediátrica (WFPI) (FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, 2002; WORLD HEALTH ORGANIZATION; AIEA, 2014). Um dos pontos discutidos foi a justificativa da realização do exame e o risco de câncer induzido por radiação. Foram avaliados estudos que concluíram que existe uma probabilidade de indução de câncer de 1 em 1.000 para uma exposição de 10 mSv e que nas crianças a




situação é mais crítica, dado que a ocorrência de câncer tem mais tempo para se manifestar (NATIONAL RESEARCH CONSUL, 2006).

Na última década melhorias nos equipamentos de TC permitiram melhores imagens, menor tempo de aquisição de exames e doses de radiação mais baixas (BUSHONG, 2020). A TC de Crânio é solicitada com frequência em pacientes pediátricos sendo utilizada no rastreamento de algumas hipóteses diagnósticas como traumatismo crânio encefálico (TCE), pesquisa de tumores, malformação óssea, hidrocefalia, crises convulsivas, pacientes com espectro autista, dentre outras (OLIVEIRA, 2013).

O rápido crescimento da cabeça ocorre desde o nascimento até aproximadamente 2 anos, seguido por um platô gradual até 21 anos (MINNITI et al., 2008). A utilização de um único tamanho de referência para o exame de CT de crânio pediátrico pode ser inapropriada. A modelagem do tamanho do paciente é o primeiro passo para gerenciar e estimar o risco pediátrico (KLEINMAN et al., 2010; HUDA et al., 2004). A determinação dos diâmetros cranianos, devem ser realizadas de acordo com o recomendado pelo Ministério da Saúde, (MINISTÉRIO DE ESTADO DA SAÚDE, 2005). O procedimento é mostrado na Figura 1 (UNICAMP, Medidas do Crânio).

Figura 1 - Neurologia Infantil, procedimento de medidas do crânio.

Medidas do perímetro cefálico

	<p>Medida do Perímetro Craniano. Os pontos de referência são a glabella e a protuberância occipital externa.</p>
	<p>Medida Antero-Posterior. Os pontos de referência são a glabella e protuberância occipital externa, passando a fita métrica ao longo da sutura sagital.</p>
	<p>Medida Bi-Auricular. Os pontos de referência são a inserção das orelhas, passando a fita métrica ao longo da sutura coronal.</p>

Fonte: (UNICAMP FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS, 2021).

A Organização Mundial da Saúde (OMS) junto com o Centro de Controle e Prevenção de Doenças (CDC- EUA), organização de serviço baseada em ciência e dados que protege a saúde pública nos Estados Unidos, criaram as curvas de crescimento da circunferência da cabeça (MINISTÉRIO DE ESTADO DA SAÚDE, 2005). Os dados estão organizados na tabela 1 (Centers for Disease Control and Prevention, 2010).

Tabela 1- Circunferência média do perímetro cefálico.

Idade	Unidade	Média da cabeça (cm)
0	Nascimento	35
3	Meses	40,4
6	Meses	43,4
9	Meses	45,5
1	Ano	46,6
2	Anos	48,9
3	Anos	49,2
4	Anos	50,4
5	Anos	50,8
6-10	Anos	54,6
11-12	Anos	55,8
13-18	Anos	57,15

Fonte: Centers for Disease Control and Prevention.

Este trabalho integra os esforços da Fundação Instituto Diagnóstico por Imagem (FIDI) voltados à proteção radiológica pediátrica, com o objetivo de contribuir para a criação de protocolos otimizados e sua implementação nas unidades de saúde do Sistema Único de Saúde (SUS) (FUNDAÇÃO DIAGNÓSTICO POR IMAGEM FIDI, 2024). Atualmente, os protocolos aplicados em hospitais costumam ser generalizados, muitas vezes desconsiderando fatores importantes, como a faixa etária e as diferenças anatômicas entre os pacientes.

Para ajudar na otimização da dose, Níveis de Referência de Diagnóstico (DRLs) de nível nacional e internacional foram introduzidos. No Brasil não há DRLs nacionais. Diretrizes Europeias sobre níveis de referência de diagnóstico por imagem pediátrica recomendam (DRLs) de acordo com peso e/ou faixa etária para

exames de cabeça. As subdivisões são $0 \leq 3$ meses, >3 meses a ≤ 1 ano, >1 a ≤ 6 anos e > 6 anos (EUROPEAN UNION, 2018).

Otimizar os procedimentos e melhorar protocolos são requisitos de proteção radiológica que atendem o princípio ALARA (tão baixo quanto razoavelmente exequível). A manutenção das boas práticas torna-se indispensável em hospitais e clínicas diagnósticas (SOCIETY FOR PEDIATRIC RADIOLOGY, 2002; UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE, 2020).

2 OBJETIVO

O presente trabalho tem como objetivo analisar retrospectivamente a exposição de pacientes pediátricos submetidos ao exame de TC de crânio do Hospital Infantil Cândido Fontoura (HICF), Zona Leste de São Paulo.

2.1 Objetivos Específicos

Como objetivos específicos têm-se:

- Levantar dados em prontuários médicos e relatórios de dose de TC de crânio pediátrico;
- Analisar os parâmetros de acordo com os descritores de Dose e dose efetiva da TC;
- Realizar análise estatística correlacionando os resultados;
- Comparar os resultados obtidos com os encontrados na literatura;
- Emitir um relatório técnico para protocolos de aquisição helicoidal, apresentando os resultados junto com um plano que visa a redução da dose de radiação em pacientes pediátricos;
- Criar um site para divulgar os resultados.

2.2 Justificativa

O médico solicita o exame de TC e recebe o resultado sem se preocupar com a dose que esse paciente recebeu apesar de que, ao término do exame, o equipamento de TC emite um relatório, em termos de CTDIvol e DLP, chamado de DICOM-Structured Report (DICOM-SR), contendo o valor da dose que o paciente recebeu. Foi estimado pelo Comitê dos EUA os Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante do Conselho Nacional de Pesquisa que crianças com menos de 10 anos de idade são várias vezes mais sensíveis à radiação do que adultos (NATIONAL RESEARCH COUNCIL (US), 1990).

Estudo realizado por médicos de Boston dos EUA avaliou a necessidade do uso da TC pediátrica de crânio após traumatismo cranioencefálico (TCE) leve em crianças pequenas (<2 anos). Como resultado, foi implementado o uso liberal de TC em todas as crianças, exceto as de menor risco (SCHUTZMAN et al., 2001).

A Sociedade Paulista de Radiologia (SPR) em conjunto com Colégio

Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CBR), lançou a campanha “Justifique!”. A iniciativa visa conscientizar os pediatras e demais médicos sobre a necessidade de cuidados especiais ao solicitar exames radiológicos (tomografia computadorizada e Raios X) especialmente para crianças e adolescentes (SOCIEDADE BRASILEIRA DE PEDIATRIA E COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA, 2021). Motivados com a iniciativa “Bonn Call For Action”, um compilado de 10 ações práticas recomendadas oficialmente pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) e pela Organização Mundial da Saúde (OMS) foi redigido em 2017 (WORLD HEALTH ORGANIZATION; AIEA, 2014).

As entidades de classe nacional também com diretrizes como a Norma CNEN NN 3.01/ março de 2014 (CNEN-NN-3.01,2014; MINISTÉRIO DA SAÚDE - AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA – ANVISA, 2014) a Instrução Normativa da Agência Nacional de Vigilância Sanitária IN N° 93, de 27 de maio 2021; e a série de Relatórios de Segurança n° 71 desenvolvida pela IAEA centradas em medidas necessárias para fornecer proteção contra os efeitos da radiação no público pediátrico (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2012). Porém a avaliação do cotidiano dos hospitais pode trazer resultados inesperados, resultando em reavaliação de protocolos e aumentando a segurança, diminuindo doses e uso da máquina.

As contribuições pretendidas pelo presente trabalho são:

- 1) Impacto: A criação de um relatório técnico que propõe adaptações de parâmetros baseado em resultados reais comparado com a literatura e guias internacionais, permitirá a modificação do atual cenário de dose recebida por pacientes pediátricos submetidos a exames de tomografia computadorizada de crânio do Hospital Infantil.
- 2) Aplicabilidade: Uma proposta bem fundamentada promove alterações de protocolo que melhorarão a prática da realização deste exame, garantindo segurança, qualidade de vida no serviço prestado ao paciente pediátrico.
- 3) Inovação: O presente trabalho propõe a criação de um relatório com resultados de análise retrospectiva com sugestões para adaptações no protocolo considerando a realidade do Hospital Infantil e a criação de um site para divulgar os resultados do trabalho.

- 4) Complexidade: A retirada de informações do sistema DICOM (Comunicação de Imagens Digitais em Medicina) contidas no relatório "*Dose Report*" necessitou de apoio da equipe hospitalar e uma análise quantitativa de dados robusta envolvendo diversas análises estatísticas.

3 REVISÃO DE LITERATURA

A campanha Image Gently foi fundada em 2008, nos Estados Unidos da América, pela Sociedade Americana de Radiologia Pediátrica em conjunto com treze membros incluindo sociedades médicas líderes, agências e grupos reguladores. Os três principais fundadores são: a Sociedade Americana de Tecnólogos em Radiologia, o Colégio Americano de Radiologia e a Associação Americana de Física Médica (AAPM). O objetivo foi aumentar a conscientização sobre a dose de radiação em TC pediátrica.

A campanha Image Gently tornou-se uma organização mundial que visa melhorar a segurança na realização de exames de imagem em pediatria (GOSKE et al., 2008) Sua imagem de divulgação traz a fotografia de uma criança em um colete salva vidas de tamanho adulto, lembrando a importância de protocolos de TC tamanho infantil (figura 2). A campanha traz 3 pontos de atenção:

- Controle do kVp e mAs, tensão e corrente aplicados no tubo de Raios X, diretamente ligados à dose de radiação que será recebida pelo paciente;
- Realização de apenas 1 scan, uma varredura (monofásica);
- Realização da aquisição da imagem com foco na área que precisa ser avaliada.

Figura 2 - Campanha Image Gently.



FIGURE 2: The image Gently campaign's simple message about CT scanning in children. The photograph of the girl shows her wearing an adult-sized life jacket, which is paired with the message that "one size does not fit all". For safety reasons, we would not put an adult life jacket on a child, so, similarly, we should not perform an imaging test on a child using an adult level of ionizing radiation. (Reprint permission granted by the image Gently campaign).

Fonte: Adaptado por (IMAGE GENTLY, 2008)

A TC com e sem contraste raramente é necessária em crianças, pois imagens multifásicas geralmente duplicam ou triplicam as doses em crianças e raramente adicionam informações diagnósticas (EUROPEAN COMMISSION, 2018). Ao reduzir o número de fases, diminui-se a dose empregada e o desgaste imposto ao tomógrafo, propiciando maior vida útil à ampola de Raios X e redução do volume de imagens a ser processado e armazenado (BUSHONG, 2013).

No II Workshop Internacional realizado 2017 pela OMS (Organização Mundial da Saúde) e pela IAEA (Agência Nacional de Energia Atômica) sobre "Justificação e otimização das exposições médicas radiológicas", países de língua portuguesa uniram esforços para implementar a "Ação de Bonna" (*Bonn Call for Action*). O termo refere-se aos preceitos estabelecidos por uma conferência similar com a que ocorreu em Bonn, Alemanha (2012). Estas ações com objetivo de reduzir a dose de radiação nos próximos 10 anos. Elas são:

- a) Melhorar a aplicação do princípio da justificação;
- b) Alcançar o maior benefício com o menor risco possível para todos os pacientes através do uso seguro e adequado da radiação ionizante em medicina;
- c) Fortalecer a cultura de segurança radiológica na área da saúde;
- d) Fortalecer a implementação de requisitos de segurança a nível global;
- e) Fomentar um melhor diálogo sobre risco-benefício com os pacientes e com o público;
- f) Melhorar a prevenção de incidentes e acidentes com radiação utilizada em contexto clínico;
- g) Reforçar o papel dos fabricantes na contribuição para o regime geral de segurança
- h) Fortalecer a educação e a formação dos profissionais de saúde em proteção radiológica;
- i) Delinear e promover uma agenda de investigação estratégica para a proteção radiológica em medicina;
- j) Considerar as diferenças de casos especiais, como os pediátricos (WORLD HEALTH ORGANIZATION; AIEA, 2014).

Determinar a qualidade de imagem e a dose de radiação necessária para se obter as imagens é uma tarefa desafiadora. Depende de correlação numérica (análise de dados contidos no DICOM-SR) com o diagnóstico, realizado por um médico baseado na qualidade da imagem. Alguns estudos relatam a busca por mudança de parâmetros e otimização de protocolo (BOONE et al., 2003; GOSKE et al., 2008; INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2013) buscando fornecer medidas necessárias para redução da dose.

Em procedimentos de diagnóstico como TC em crianças e adolescentes, a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) publicou uma série de relatórios (nº 71) de segurança para pacientes pediátricos que buscam trabalhar os parâmetros de aquisição em modalidades diagnósticas (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2012). No item 6.3, o documento traz que os protocolos devem ser constantemente revistos para pacientes pediátricos. O documento também pede adaptações do protocolo para órgãos anatômicos que trazem tamanhos diferentes. KHARITA et al., estudaram a TC de cabeça de 705 pacientes pediátricos concluindo que as doses de radiação para TC de crânio mudam linearmente com a idade da criança. Essas análises podem provocar alterações em protocolos resultando em grandes diferenças nos valores de dose efetiva nos pacientes (KHARITA et al., 2020).

O uso de tomografias computadorizadas em crianças para administrar doses cumulativas cerca de 50 mGy pode quase triplicar o risco de leucemia e doses de cerca de 60 mGy podem triplicar o risco de câncer cerebral (NATIONAL RESEARCH CONSUL, 2006). Como esses cânceres são relativamente raros, os riscos absolutos cumulativos são pequenos: nos 10 anos após o primeiro exame para pacientes com menos de 10 anos, estima-se que ocorra um caso de leucemia, tumor cerebral a cada 10.000 tomografias computadorizadas de crânio (NATIONAL RESEARCH CONSUL, 2006).

Não há limites de dose recomendados para o paciente submetido a um exame de TC, no entanto, embora os benefícios clínicos devam superar os pequenos riscos absolutos, as doses de radiação das tomografias computadorizadas devem ser mantidas tão baixas quanto possível e procedimentos alternativos, que não envolvam radiação ionizante, devem ser considerados (BUSHONG, 2020).

3.1 História da Tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada teve seu início na década de setenta, após a descoberta dos Raios X pelo Wilhelm Conrad Roentgen. O termo tomografia deriva das palavras gregas “tomos”, que significa “fatia” e graphein “escrever”. É considerada uma técnica recente, porém já passou por diversas gerações, sendo aperfeiçoada, e ganhando novas funções (KAK; SLANEY, 2001).

As primeiras imagens de TC foram mostradas no congresso anual da *British Institute of Radiology*, em 20 de abril de 1972. O primeiro protótipo de tomografia aplicado na medicina, TAC (Tomografia Axial Computadorizada), mostrado na Figura 3, foi criado por Sir. Godfrey Hounsfield, onde o Gantry tinha a possibilidade de estudo apenas do crânio devido à sua circunferência, e usava uma fonte de amerício-241(KAK; SLANEY, 2001).

Figura 3 - Godfrey Hounsfield ao lado do EMI Mark I- Scanner



Fonte: (CIERNIAK, 2011)

3.1.2 Descoberta do Raios X

A descoberta dos Raios X, aconteceu em 1895, pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen, que estudava a luminescência dos raios catódicos em um tubo

de Crookes (CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008). Ele observou que após uma descarga de energia cinética nos elétrons, uma espécie de emissão era emitida fora do Crookes e esta sensibilizava a chapa fotográfica. Por não conhecer a natureza da luz que havia descoberto, deu o nome de Raios X, a descoberta lhe rendeu o prêmio Nobel de Física em 1901 (BUSHONG, 2013).

Quase de imediato, foram utilizados para obtenção de imagens médicas do corpo humano, além de outras diversas aplicações. A Medicina foi tomada por uma grande euforia diante da nova área que surgia - era o início da Radiologia (CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008).

3.2 Primeiro Tomógrafo

O Engenheiro Godfrey Newbold Hounsfield, trabalhando na empresa *Electric and Musical Industries* (EMI), dirigia um projeto para construir os primeiros computadores. Foi bem sucedido em 1958, com a construção do EMIDEC1100 (ULZHEIMER et al., 2009). Em 1967, Hounsfield começou a explorar a ideia de criar imagens detalhadas do interior do corpo humano usando Raios X. Ele propôs que, ao combinar várias imagens bidimensionais tiradas de diferentes ângulos, seria possível gerar uma imagem tridimensional detalhada. Essa ideia levou ao desenvolvimento do primeiro scanner de tomografia computadorizada, que foi testado com sucesso em 1971. O impacto da invenção de Hounsfield foi imediato e revolucionário. O equipamento criado, do tipo TAC pode ser visto na figura 3. Em 1979, ele foi corecipiente do Prêmio Nobel de Fisiologia ou Medicina do Diagnóstico por Imagem (ULZHEIMER et al., 2009).

3.2.1 Primeira Geração de Tomógrafos

A Primeira Geração de Tomógrafos utiliza um feixe de Raios X colimado chamado de *pencil beam*, em conjunto com um detector. Ambos se movem sincronizadamente fazendo movimentos de translação, e a rotação de 1 grau a cada corte. No final desta translação, o conjunto detector e fonte retorna à sua posição inicial e todo o conjunto gira e inicia uma segunda translação (ULZHEIMER et al., 2009). Este processo é repetido várias vezes e um grande número de projeções será gerado e fica armazenado no computador. A matriz formada era de 80 por 80 com resolução insuficiente. Para obter cada corte de imagem, 5 minutos

eram necessários. O estudo completo do crânio chegava a durar uma hora (KAK; SLANEY, 2001; ULZHEIMER et al., 2009).

3.2.2 Segunda Geração dos Tomógrafos

Criada em 1974 por Robert S. Ledley, foram apresentados vários avanços em relação a máquina de primeira geração. O Feixe Fan Beam em forma de leque é apresentado na 2ª geração Figura 4, na figura observamos a diferença entre eles, o feixe com um filtro bowtie usado para equalizar a intensidade da radiação que atinge a matriz dos detectores. Métodos de aquisição da 3ª Geração em Rotação de 360º graus, a atribuição dos Anéis deslizantes, tecnologia Slip-ring de 4ª Geração (KAK; SLANEY, 2001; ULZHEIMER et al., 2009).

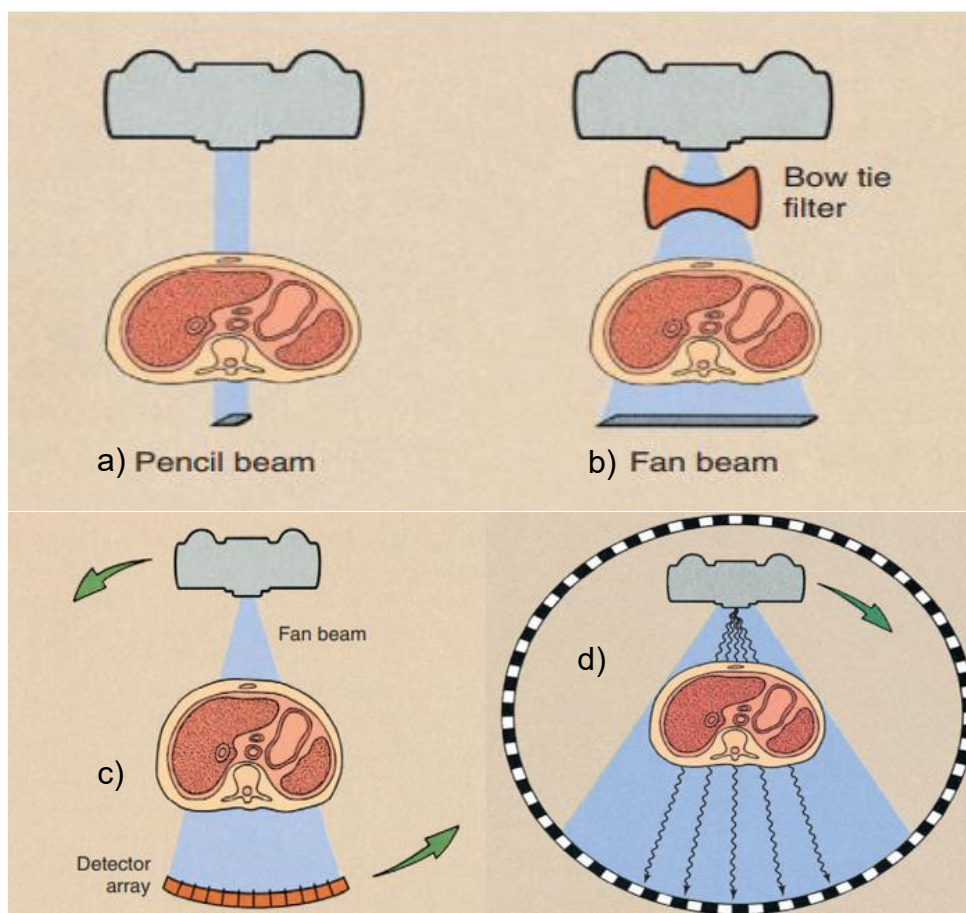
O movimento de varredura apenas 180º graus, mas agora teria um aumento no número de detectores de vinte a quarenta dependendo do fabricante e conseqüentemente o exame era realizado de uma forma mais rápida, sendo em média de vinte segundos a três minutos cada corte.

3.2.3 Terceira e Quarta Geração de Tomógrafos

A principal atribuição nessa geração, que iniciou em 1975, foi a rotação do Gantry que passou a ser 360º graus, porém ainda com cabos que não permitiam este giro contínuo. Contava com 960 detectores. O movimento de varredura linear foi eliminado, com tipo *fan beam*. Além disso, o tempo de exame reduziu para de 2 a 10 segundos a média de cada corte (BUSHONG, 2013; ULZHEIMER et al., 2009).

Em 1981 surge a quarta geração. O equipamento agora permitia realizar rotações contínuas, associado ao uso da tecnologia *slip-ring* (anéis deslizantes, Figura 4) que incorpora um método rotário-estacionário, na qual a fonte de Raios X gira 360º, mas os detectores estão parados. Isso possibilita detectar a radiação de uma forma fixa, irradiando fileiras de detectores que estão ao redor de todo o Gantry. O equipamento possuía 4.800 detectores ou mais, o que inviabilizou seu uso pelo alto custo. A figura 4 apresenta as quatro gerações de tomógrafos (BUSHONG, 2013).

Figura 4 - Equipamentos de Tomografia computadorizada. a) 1ª geração, b) 2ª geração, c) 3ª geração e d) 4ª geração.



Fonte: Adaptado por Radiologic Science for Technologists, BUSHONG, 2013.

3.2.4 Quinta Geração - Tomografia Helicoidal

A TC helicoidal (ou espiral) envolve a rotação contínua do tubo de Raios X e dos detectores em torno do paciente enquanto a mesa se move continuamente através do gantry. Isso permite a aquisição de dados volumétricos em vez de dados axiais. Representa um avanço significativo em relação às gerações anteriores em termos de velocidade e precisão na aquisição de imagens (KALENDER W A; HENDEE, 2012).

3.2.5 Sexta Geração – Tomografia de Múltiplos Detectores (MDCT)

A tomografia computadorizada de múltiplos cortes MDCT (Multi-Detector Computed Tomography), faz uso da geometria da terceira geração de tomógrafos, aliada a tecnologia dos *slip rings* e adição de várias matrizes de detectores ao longo do eixo z (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2008;

ULZHEIMER et al., 2009). Esta tecnologia permitiu maior cobertura de volumes com tempo de aquisição mais baixos em comparação com sistema de detectores único (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2008).

3.3 EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

As principais partes que constituem o equipamento de tomografia computadorizada são o gantry onde fica o tubo de Raios X e detectores, mesa de exame para o posicionamento do paciente, sistema computacional, software, e console de operação, entre outros componentes

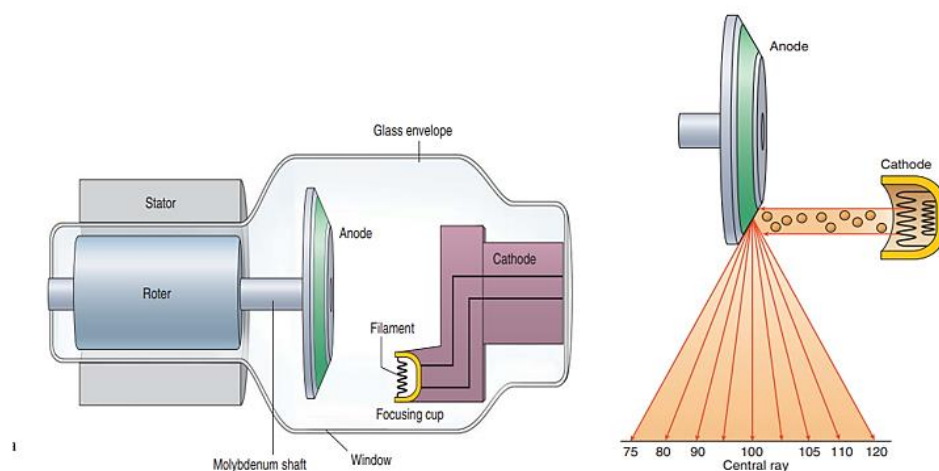
3.3.1 Tubo de Raios X

No interior da ampola, que é um invólucro de vidro mantido a vácuo, encontram-se dois eletrodos: o cátodo e o ânodo (ou alvo), conforme ilustrado na Figura 5. A energia elétrica é convertida em Raios X dentro dessa ampola. Ela contém duas placas metálicas conectadas a uma fonte de tensão elétrica. O cátodo é a placa ligada ao polo negativo da fonte de tensão, enquanto a placa ligada ao polo positivo é chamada de ânodo (ou alvo). Quando a corrente elétrica é aplicada, a tensão entre o cátodo e o ânodo aumenta significativamente (FOSBINDER; ORTH, 2011).

Essa alta tensão faz com que os elétrons sejam emitidos pelo cátodo e acelerados em direção ao ânodo. Durante esse processo, forma-se uma nuvem de elétrons ao redor do cátodo. Quando esses elétrons de alta velocidade colidem com o ânodo, a energia cinética dos elétrons é convertida em Raios X (FOSBINDER; ORTH, 2011).

Os Raios X gerados são então emitidos em forma de um feixe, que sai do cátodo, atravessa a ampola e pode ser utilizado para fins diagnósticos ou terapêuticos. Este feixe de Raios X é o que permite a visualização de estruturas internas do corpo em exames de imagem (FOSBINDER; ORTH, 2011).

Figura 5 – Interior do tubo de Raio-X e seus componentes



Fonte: (FOSBINDER; ORTH, 2011).

3.3.2 Qualidade dos Raios X (kVp)

A qualidade de um feixe de Raios X em Radiologia refere-se à sua capacidade de penetração dos fótons, e está intimamente relacionada ao kVp, ou energia de pico. Em um feixe, há fótons com energia em um intervalo que se estende de um valor próximo de zero até uma energia máxima numericamente igual ao kVp, compondo o espectro de energia. O kVp não representa a energia efetiva do feixe que, na verdade, é aproximadamente de 30 a 40% desse valor. O valor exato depende da forma do espectro. Um dos principais fatores que contribuem para alterar a forma do espectro de um feixe de Raios X é a filtragem presente (CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008).

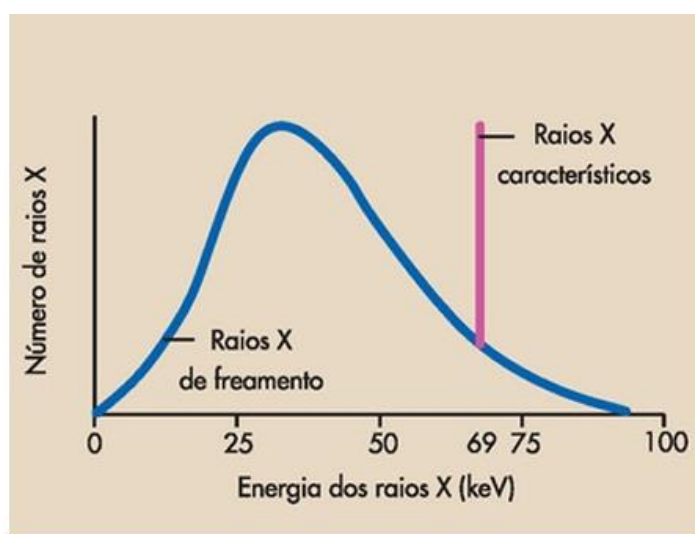
A portaria 453/98 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), e a RDC 611, estabelecem que a espessura mínima de filtragem de alumínio considerados seguros nos equipamentos que tiverem filtros de espessuras superiores a 3 mm (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2022; MINISTÉRIO DE ESTADO DA SAÚDE, 1998).

Os Raios X podem ser gerados por dois processos, chamados de bremsstrahlung e característico. Os raios X de bremsstrahlung também conhecido como radiação de frenamento, surgem quando elétrons altamente energéticos entram em contato com a matéria e transformam sua energia cinética em radiação eletromagnética, gerando os raios X criando um espectro contínuo (TAUHATA et al., 2014). Raios X de frenamento podem ser produzidos com elétrons projetados

com qualquer energia, se estende de zero até a energia máxima dos elétrons projetados (BUSHONG, 2020).

Os Raios X característicos são gerados em bandas de energia limitadas. Ocorrem por meio do salto de elétrons de camadas menos energéticas para preencher lacunas de camadas mais energéticas (TAUHATA et al., 2014). Estes requerem um potencial do tubo de Raios X de pelo menos 69 kVp. A Figura 6 apresenta o espectro de raio X. Em azul observa-se os Raios X de freamento se estendendo de zero até a energia máxima. Em rosa é possível se observar Raios X característicos. Em 65 kVp, por exemplo, não são produzidos Raios X característicos úteis; logo, o feixe de Raios X é constituído apenas por radiação de freamento. Em 100 kVp, cerca de 15% do feixe de Raios X é característico e o restante é radiação de freamento (BUSHONG, 2013).

Figura 6 - Gráfico do espectro de emissão de Raios X.



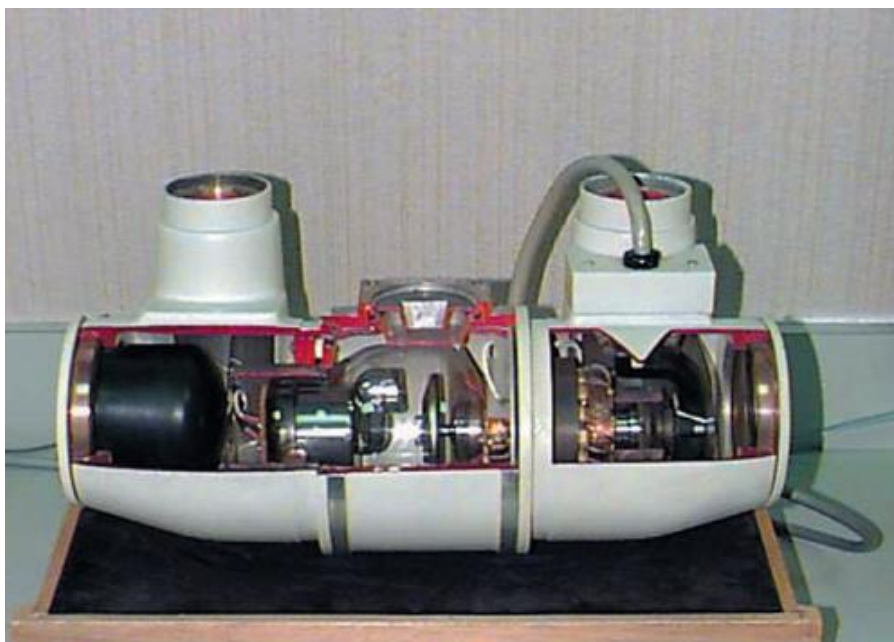
Fonte: (BUSHONG, 2013)

Os princípios físicos do funcionamento do tubo de Raios X na tomografia são exatamente os mesmos que os utilizados nos tubos de Raios X para exames radiográficos de rotina. O tungstênio é a escolha usual para o alvo devido ao seu alto ponto de fusão, o que lhe permite suportar as altas temperaturas resultantes do grande fluxo de fótons necessário para o exame (BUSHONG, 2013).

Os tomógrafos modernos utilizam tubos de Raios X com ânodos rotativos. A Figura 7 ilustra o tubo dedicado a TC. Este tubo contém um disco de 15 cm de diâmetro e 5 cm de espessura com a capacidade de aquecimento do ânodo de 7

MHU. Esta característica permite a dissipação do calor em uma área maior em comparação com os ânodos estacionários, possibilitando um maior tempo de exposição sem superaquecimento. Isso melhora a eficiência e a durabilidade do tubo de Raios X, garantindo imagens de alta qualidade durante os exames (CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008).

Figura 7 - Tubo projetado para TC espiral.



Fonte: Philips Medical Systems (BUSHONG, 2013).

3.3.3 Detectores de Radiação

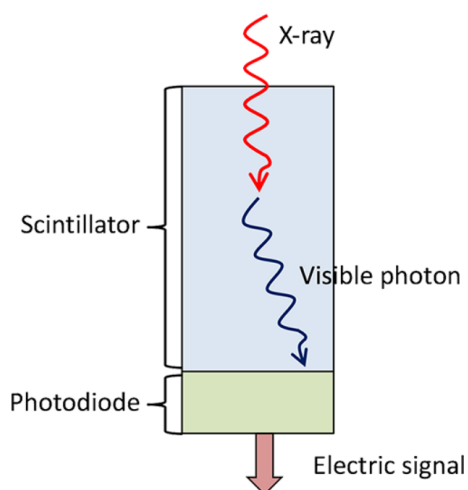
Os detectores atuais consistem em um conjunto de cristais cintiladores e fotodiodos. Os fotodiodos convertem luz em um sinal eletrônico. Eles são menores e mais baratos e não requerem fonte de alimentação (BUSHONG, 2020). O iodeto de sódio (NaI) era o cristal utilizado nos primeiros sistemas. Ele foi rapidamente substituído pelo germanato de bismuto ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ou BGO) e pelo iodeto de césio (CsI). Tungstato de cádmio (CdWO_4) e cerâmicas especiais são os cristais utilizados atualmente (FOSBINDER; ORTH, 2011).

A concentração de detectores de cintilação é uma importante característica de um TC que afeta a resolução espacial do sistema. Os detectores de cintilação têm alta eficiência na detecção de Raios X. A eficiência do arranjo de detectores reduz a dose para o paciente, permite maior velocidade na produção da imagem e

melhora a qualidade da imagem por aumentar a razão sinal-ruído (BUSHONG, 2020; CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008).

Na figura 8 mostra que cerca de 90% dos Raios X incidentes no detector são absorvidos e contribuem para o sinal produzido.

Figura 8 - Detetor de Estado Sólido (SSD)



Fonte: ZHANGPY on April 19, 2020.

3.3.4 Filtro Bowtie

A radiação emitida pelo tubo de Raios X é composta por fótons de várias energias. Filtros de compensação são usados para moldar o feixe de Raios X, absorvendo os fótons menos energéticos que não contribuem significativamente para a formação da imagem e que podem aumentar a dose de radiação. (KALENDER, 2011).

O feixe de Raios X atravessa tanto o centro da anatomia quanto a periferia. Na periferia, onde a espessura do paciente é menor, o feixe é menos atenuado. Para lidar com essa variação na atenuação, é utilizado um filtro específico chamado filtro Bowtie. Este é projetado para diminuir drasticamente a dose de radiação na periferia do corpo, a compensar o formato elíptico do corpo humano, fazendo com que o fluxo de radiação que atinge os detectores seja mais uniforme (KALENDER W A; HENDEE, 2012). O uso do filtro Bowtie torna o feixe de Raios X mais penetrante, um processo conhecido como endurecimento do feixe. O endurecimento do feixe, resulta em um feixe composto por fótons de alta energia, que são mais eficazes na penetração dos tecidos e na formação de imagens de

alta qualidade. Este processo não só melhora a qualidade da imagem, mas também reduz a dose de radiação recebida pelo paciente, especialmente nas áreas periféricas (KALENDER W A; HENDEE, 2012).

3.3.5 Gerador

A produção de Raios X requer uma alta tensão de energia elétrica. A tensão que chega da rede elétrica, em geral, é de 110 ou 220 Volts. A eletricidade da rede deve ser elevada para a faixa de 25.000 a 120.000 Volts para gerar Raios X de uso médico (CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008).

Um equipamento deve possuir componentes que transformam, controlam e que, muitas vezes, acumulam a energia elétrica que será aplicada ao tubo (CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008). Este conjunto de componentes é chamado genericamente de gerador. As funções do gerador são:

- a) Aumentar a voltagem da rede elétrica;
- b) Converter corrente alternada em corrente contínua;
- c) Armazenar energia elétrica;
- d) Controlar a quilovoltagem (kV);
- e) Controlar a corrente no tubo (mA);
- f) Controlar o tempo de exposição.

Dentre os componentes do gerador, o transformador, responsável por aumentar a voltagem, é o componente de maior tamanho sendo conectado ao tubo de Raios X por uma fiação espessa que suporta altas correntes. Um transformador tem dois circuitos constituídos basicamente de duas bobinas (enrolamento de fios). Os elétrons não mudam de circuito. A energia é transferida aos elétrons do circuito primário para os do secundário por meio de um campo magnético (CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008; TAUHATA et al., 2014).

Nos tomógrafos mais antigos, estes geradores eram grandes, precisando ficar do lado de fora do gantry, e se conectavam ao tubo rotativo de Raios X por meio de cabos de alta tensão. Os tomógrafos modernos, operam com geradores de alta frequência (cerca de 3000 Hz) são pequenos o suficiente para que caibam dentro do gantry. Os cabos de alta tensão foram substituídos pelos anéis deslizantes (*slip rings*), permitem a rotação contínua do sistema fonte-detector,

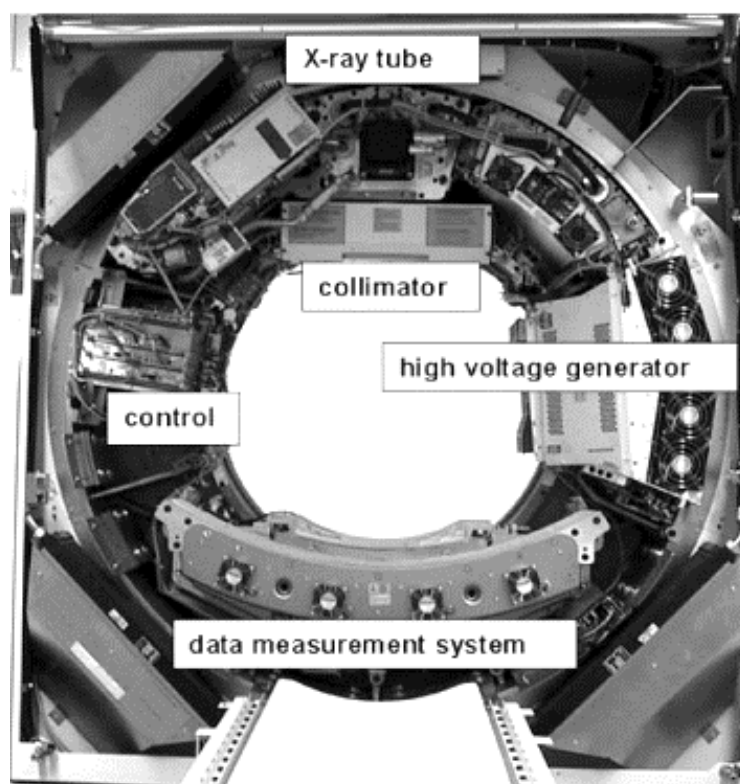
possibilitando a aquisição de imagens de TC helicoidais (FOSBINDER, R. et al., 2011).

3.3.6 Gantry e Mesa de Exame

O gantry é o principal componente do tomógrafo, é uma estrutura em forma de anel, abrigando: o tubo de Raios X, os detectores, colimadores, filtros, geradores de alta tensão e o circuito elétrico do Raios X (FOSBINDER; ORTH, 2011).

Esses subsistemas recebem comando eletrônicos do console de operação e transmitem os dados para o computador para a produção da imagem e atividades pós-processamento (BUSHONG, 2020). A figura 9, apresenta a vista interna do gantry e os elementos sem a sua carenagem.

Figura 9 - Visão interna do gantry e seus elementos de terceira geração.



Fonte: (ULZHEIMER et al., 2009).

O gantry possui um sistema de alinhamento a laser, que em conjunto com a mesa, é utilizado para o posicionamento correto do paciente. A mesa é geralmente feita com fibra de carbono para reduzir a atenuação da radiação (BUSHONG, 2020; ULZHEIMER et al., 2009). A mesa de suporte do paciente deve ser movimentada precisa e suavemente por um motor, para permitir um posicionamento correto. Essa

movimentação não pode ser afetada por seu peso. Quando o posicionamento da mesa não é exato, o mesmo tecido pode ser examinado duas vezes, conseqüentemente duplicando a dose, ou ele pode ser não ser imaginado (BUSHONG, 2020).

3.3.7 Mesa de Comando e Software

A mesa de comando é a interface de operação, também conhecida como *workstation*, é uma estação de trabalho avançada utilizada por radiologistas e técnicos de radiologia para processar, analisar e interpretar as imagens obtidas durante os exames de TC (BUSHONG, 2020).

A mesa contém o computador de processamento que permite a configuração dos parâmetros de aquisição como voltagem e corrente do tubo de Raios X, tempo de exposição, espessura de corte, controle de movimento da mesa do paciente para posicionamento (FOSBINDER; ORTH, 2011). As workstations são equipadas com softwares especializados que oferecem uma ampla gama de ferramentas para o pós-processamento das imagens, facilitando a visualização e a análise detalhada das estruturas anatômicas e patologias (KALENDER W A; HENDEE, 2012).

3.4 Modo de aquisição de tomografia computadorizada

3.4.1 Escanograma

Também conhecida como *scout*, *view*, *surview* ou topograma, é uma imagem 2D gerada pelo tomógrafo (Figura 10), antes da aquisição completa de TC. É como uma radiografia digital de baixa dose formada a partir de uma varredura linear à medida que a mesa se move através do gantry, com o tubo de Raios X estacionário em, por exemplo, 0° ou 90°. O valor de mA da varredura é ajustado individualmente, dependendo da posição z, para cada rotação do tubo (ULZHEIMER et al., 2009).

Figura 10 - Escanograma para planejamento da TC de Crânio.

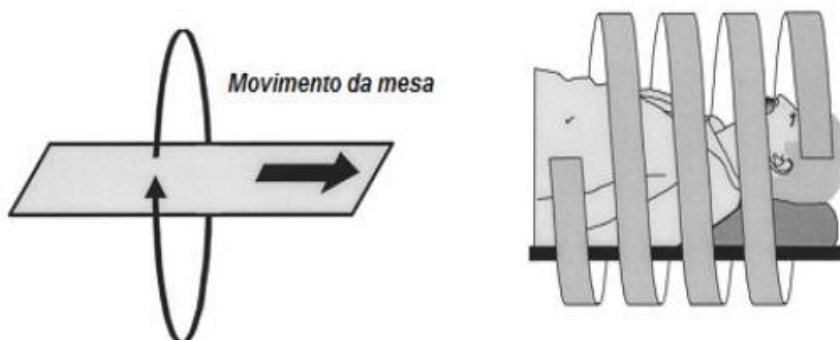


Fonte: (FUNDAÇÃO DIAGNÓSTICO POR IMAGEM FIDI, 2024).

3.4.2 Axial ou Sequencial

Na aquisição do tipo axial, a mesa de suporte é mantida fixa com gantry rotacionando o tubo de Raios X em torno do paciente, para escanear uma fatia da área clínica de interesse (Figura 11). Em seguida, a mesa de suporte é deslocada para o para o escaneamento da próxima fatia e este processo é repetido até que toda área clínica de interesse seja escaneada (ULZHEIMER et al., 2009).

Figura 11 – Aquisição axial; Aquisição volumétrica.



Fonte: (SELLES et al., 2024)

3.4.3 Helicoidal ou Espiral

Neste tipo de aquisição as imagens são obtidas continuamente, formando uma trajetória em hélice processo ilustrado na figura 11. Neste processo, a mesa é

movida a uma velocidade constante enquanto o conjunto fonte detector rotaciona em torno do paciente. A aquisição helicoidal tornou-se possível graças a tecnologia dos *slip rings*. Uma de suas vantagens é a rapidez da aquisição das imagens, já que não há interrupções da fonte para translações da mesa, permitindo o escaneamento completo da região clínica de interesse em uma única respiração (HSIEH, 2003).

3.4.4 Pitch

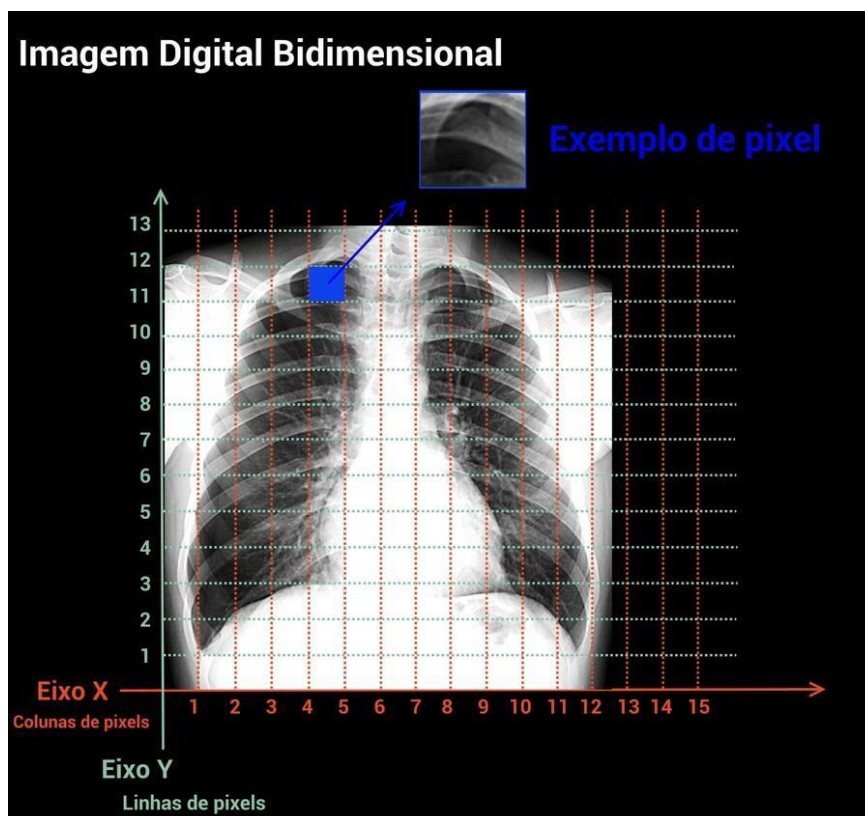
Na TC de corte único (*single slice*), o *pitch* é definido como a distância percorrida pela mesa em uma rotação de 360° do tubo dividida pela colimação do feixe. Já na TC multislice, o pitch é distância percorrida pela mesa em uma rotação de 360° do tubo dividida pela espessura total de todos os cortes adquiridos simultaneamente (nº de detectores multiplicado pela espessura do corte) (KALENDER et al., 1999). O pitch está diretamente ligado a qualidade de reformatação da imagem adquirida, processo pelo qual a imagem nativa adquirida em um plano axial pode ser pós-processada em diferentes planos se de secção sagital, coronal ou oblíquo (FOSBINDER; ORTH, 2011; KALENDER et al., 1999).

3.5 Reconstrução da Imagem Digitais

O termo, imagem monocromática refere-se à função bidimensional de intensidade de luz, $f(x, y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais de cada ponto e são proporcionais ao brilho (ou níveis de cinza). Portanto uma imagem digital pode ser considerada como sendo uma matriz cujos índices de linhas e colunas identificam um ponto na imagem, e o correspondente valor do elemento da matriz identifica o nível de cinza naquele ponto (GONZALEZ, 2009).

Ao observar uma imagem de TC observa-se vários elementos de volume (voxels) da fatia de corte reconstruída. Cada voxel é representado na matriz bidimensional (dados brutos da imagem) pelo menor elemento da imagem (pixel), demonstrado na Figura 12 sendo que a altura do voxel é a própria espessura de corte (HSIEH, 2003).

Figura 12 - Representação gráfica dos componentes que formam a imagem(2D)

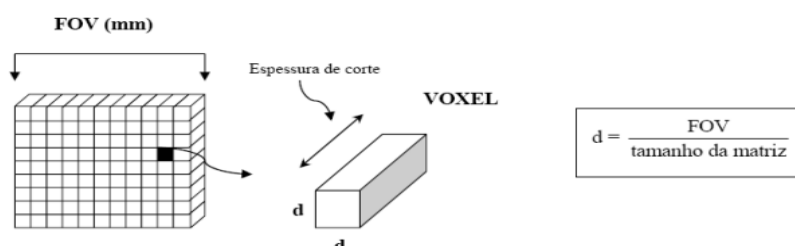


Fonte: (RICO, 2022) IPEN-CNEN, 2022.

3.5.1 FOV (Field of View).

O FOV (Field of View) é definido como o produto do tamanho do pixel pelo tamanho da matriz de reconstrução. Assim, o tamanho do pixel é dado pela razão entre o FOV e a matriz. Por exemplo, se o FOV é aumentado de 12cm para 20cm, o tamanho do pixel é aumentado proporcionalmente (BUSHONG, 2020). Quando se aumenta o tamanho da matriz para um FOV fixo, por exemplo de 512x512 para 1024x1024, o tamanho do pixel diminui (GONZALEZ, 2009). A figura 13 ilustra os componentes que compõem a imagem digital.

Figura 13 - Representação dos elementos de formação da imagem digital.

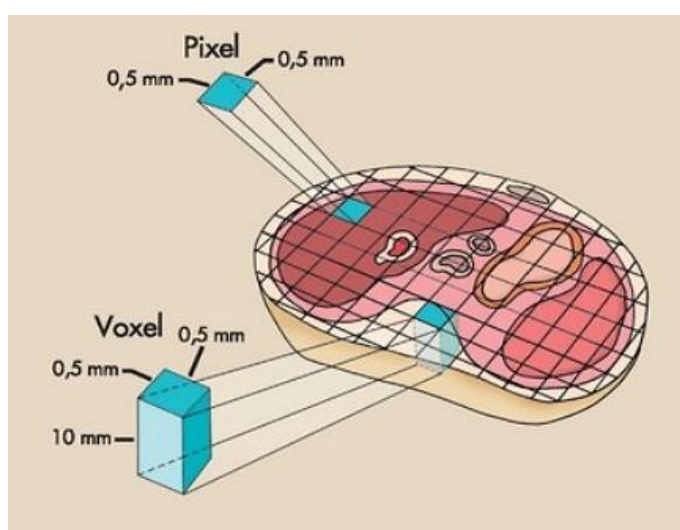


Fonte: Adaptado por GONZALEZ, 2009.

3.5.2 Matriz de Imagem em TC

O pixel, o menor componente de uma imagem digital, é uma célula de informação cuja numeração corresponde a um número de TC, também conhecido como (HU) Unidade Hounsfield (BUSHONG, 2020). A matriz digital, mostrada na Figura 14, é organizada em linhas e colunas. Uma imagem com matriz de 100x100 possui 100 colunas e 100 linhas de pixel, ou seja, 1000 pixels (GONZALEZ, 2009).

Figura 14 – Matriz, contendo pixel (bidimensional) e voxel (tridimensional) da Imagem.



Fonte: Radiologic Science for Technologists (BUSHONG, 2020)

3.6 Processo de formação da imagem

A imagem obtida no TC é diferente da obtida na radiografia convencional. Ela é sintética sendo artificialmente produzida a partir de dados recebidos. Na radiografia, Raios X formam uma imagem diretamente no receptor de imagem (BUSHONG, 2020). Nos sistemas TC, os Raios X formam uma imagem eletrônica armazenada mostrada como uma matriz de intensidades.

3.6.1 Etapas da Formação da Imagem em TC

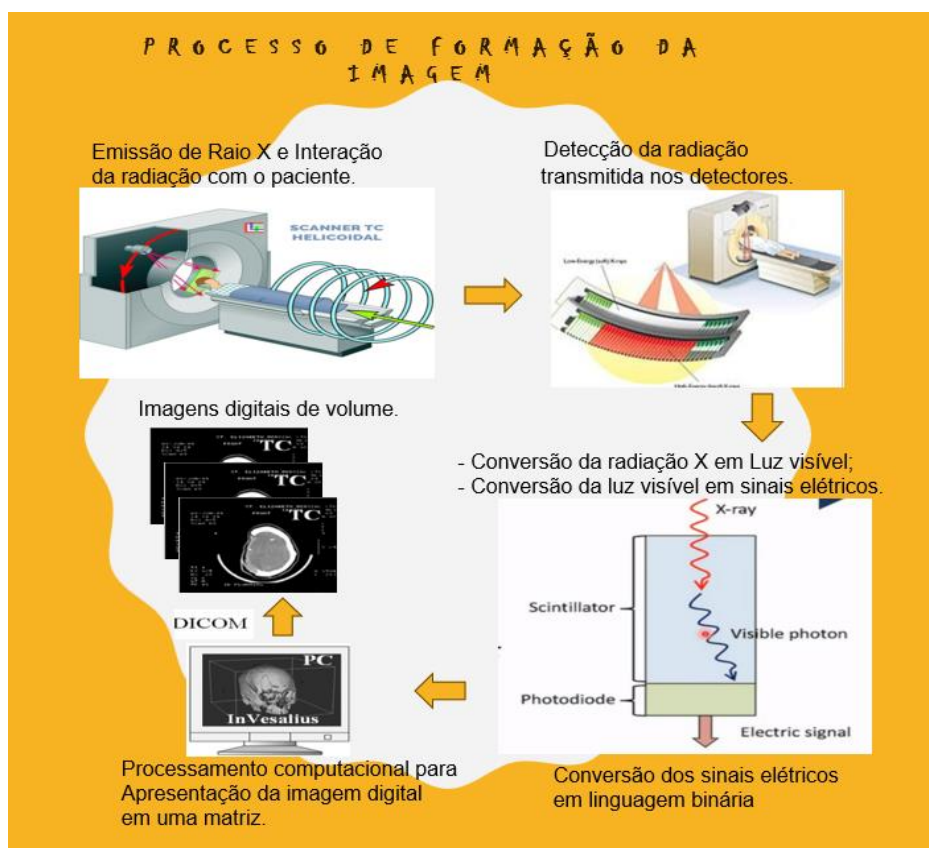
O processo de formação da imagem é:

- a) Emissão de Raios X;
- b) Interação da Radiação X com o paciente;
- c) Detecção da radiação transmitida nos detectores;
- d) Conversão da radiação em Luz visível;
- e) Conversão da luz visível em sinais elétricos;

- f) Conversão dos sinais elétricos em linguagem binária;
- g) Processamento computacional para apresentação da imagem digital em uma matriz.

A figura 15 mostra o processo de formação da imagem em TC.

Figura 15 - Esquema ilustrando etapas no processo de formação da Imagem.

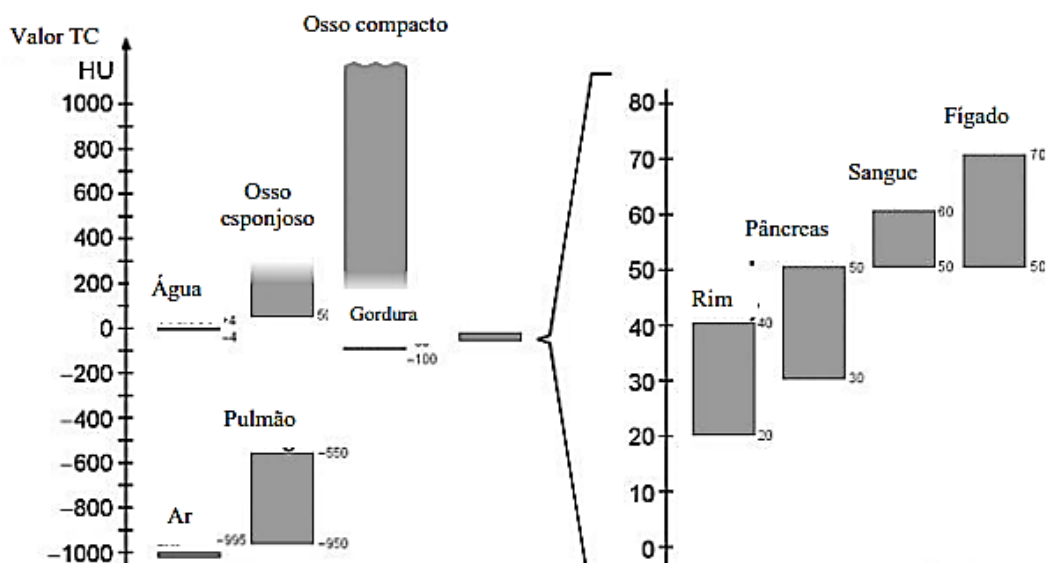


Fonte: Autora da Dissertação.

3.6.2 Unidade Hounsfield

A Unidade Hounsfield, também conhecida como Unidade de Atenuação Hounsfield (HU), é uma escala quantitativa utilizada na TC para descrever a densidade radiológica dos tecidos (KALENDER W A; HENDEE, 2012). A escala de Hounsfield é usada para diferenciar entre diferentes tipos de tecidos com base na sua capacidade de atenuar Raios X. É crucial na interpretação das imagens de TC, permitindo a diferenciação entre tecidos normais e anormais (KALENDER W A; HENDEE, 2012). A escala (figura 16) é definida em termos de densidade de água e ar.

Figura 16 - Valores típicos de HU para diferentes tecidos.



Fonte: Valores TC dos tecidos moles(KALENDER W A; HENDEE, 2012).

3.6.3 Janelas WW e WL

Na TC, a qualidade e a interpretação das imagens são significativamente influenciadas pelos parâmetros de janela, conhecidos como *Window Width* (WW) e *Window Level* (WL). Esses parâmetros são fundamentais para ajustar a visualização das imagens de acordo com as necessidades diagnósticas específicas (KALENDER W A; HENDEE, 2012).

A WW refere-se à faixa de valores de atenuação (HU) que são exibidos na imagem. Em termos simples, a WW controla o contraste da imagem. Uma largura de janela estreita (WW pequena) aumenta o contraste entre diferentes tecidos, destacando pequenas diferenças de densidade. Isso é útil para visualizar estruturas com densidades semelhantes, como tecidos moles. Por outro lado, uma largura de janela ampla (WW grande) reduz o contraste, permitindo uma visualização mais abrangente das variações de densidade em uma área maior, como em imagens de tórax ou abdômen (KALENDER W A; HENDEE, 2012).

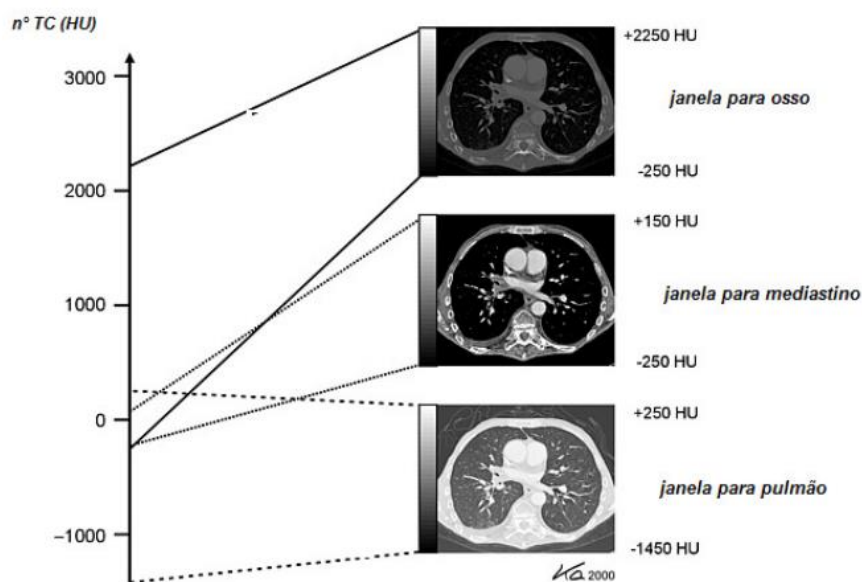
O WL determina o valor central da faixa de atenuação exibida, essencialmente ajustando o brilho da imagem. O WL é ajustado para corresponder à densidade do tecido de interesse. Por exemplo, ao visualizar o parênquima pulmonar, o WL é ajustado para valores negativos (próximos ao ar), enquanto para

visualizar tecidos com maior densidade, como ossos, o WL é ajustado para valores positivos (KALENDER et al., 1999).

A combinação de WW e WL permite a otimização da visualização de diferentes tecidos e patologias. Por exemplo, para o tecido cerebral uma janela com WW estreita e WL ajustada para valores próximos à densidade da água (cerca de 0 HU) permite a visualização detalhada de estruturas cerebrais. Já uma janela com WW ampla e WL ajustada para valores positivos realça a densidade óssea, facilitando a identificação de fraturas e outras lesões ósseas (KALENDER et al., 1999).

A capacidade de ajustar WW e WL é essencial para a interpretação das imagens de TC, permitindo aos radiologistas focar aspectos anatômicos e patológicos. Sem esses ajustes, detalhes importantes podem ser perdidos, comprometendo a precisão diagnóstica. Na figura 17 observa-se a imagem axial da TC de tórax, com os parâmetros WW e WL ajustados, a hipótese diagnóstica.

Figura 17 - Ajustes de WW e WL para diferentes estruturas.



Fonte: Adaptado por (KALENDER W A; HENDEE, 2012).

3.7 Modulação da corrente do tubo (mA)

O valor de mA pré-selecionado é frequentemente insuficiente para fornecer a intensidade de Raios X adequada nos detectores para ângulos laterais ou pode fornecer uma intensidade excessiva nos detectores para ângulos anteroposterior e

póstero anterior. Esse desequilíbrio pode resultar em imagens de qualidade inconsistente, com áreas sub expostas ou superexpostas, comprometendo a precisão diagnóstica. A redução na corrente do tubo é o meio mais prático de reduzir a dose de radiação em TC. Uma redução de 50% na corrente do tubo reduz a dose de radiação pela metade (GOSKE et al., 2008; KALRA et al., 2004). A modulação angular de mA é uma técnica avançada que otimiza a seleção de mA para cada ângulo de rotação do tubo de Raios X. Esse ajuste dinâmico permite que a dose de radiação seja adaptada em tempo real, de acordo com a densidade e a espessura dos tecidos atravessados em cada ângulo específico, fornecendo a menor dose de radiação possível enquanto se mantém o nível necessário de qualidade de imagem (KALRA et al., 2004). Ao ajustar automaticamente o mA para diferentes ângulos, a modulação angular de mA minimiza a exposição desnecessária à radiação, especialmente em áreas onde menos radiação é necessária para obter uma imagem clara, garantindo que a intensidade dos Raios X seja adequada para penetrar tecidos de diferentes densidades e resultando em imagens mais uniformes e detalhadas (KALENDER et al., 1999). Imagens de alta qualidade com menor ruído e artefatos facilitam a detecção e avaliação de patologias, melhorando a precisão diagnóstica e a confiança do radiologista.

A modulação angular de mA é usada para ajustar automaticamente a quantidade de corrente elétrica que passa pelo tubo de Raios X, está alinhada com o princípio ALARA, que visa minimizar a exposição à radiação sem comprometer a qualidade da imagem (SOCIETY FOR PEDIATRIC RADIOLOGY, 2002). Durante a aquisição da imagem, sensores no tomógrafo avaliam continuamente a densidade dos tecidos atravessados em diferentes ângulos e, com base nesses dados, o sistema ajusta automaticamente o mA para cada ângulo de rotação do tubo de Raios X. Por exemplo, em ângulos laterais, onde a espessura do corpo é maior, o mA pode ser aumentado para garantir uma penetração adequada dos Raios X. Em ângulos antero posterior, póstero anterior, onde a espessura é menor, o mA pode ser reduzido para evitar a superexposição. Ao ajustar dinamicamente o mA para cada ângulo, essa tecnologia garante que os pacientes recebam a menor dose de radiação necessária para obter imagens diagnósticas de alta qualidade, promovendo a segurança e a eficácia dos exames de TC (KALENDER et al., 1999).

3.8 Controle da qualidade

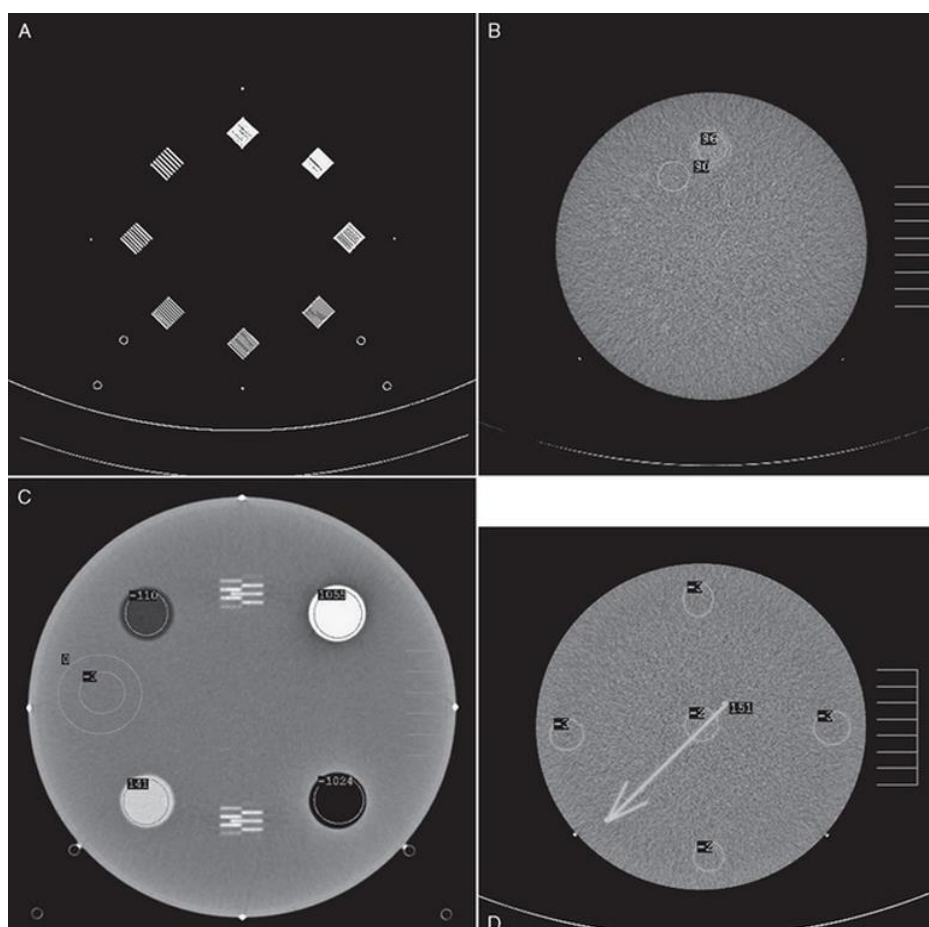
A INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN N° 93 determina a utilização de sistemas de registro e monitoramento de doses de radiação em exames de TC, permitindo a avaliação da dose de radiação recebida pelo paciente (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2022).

Em todos os equipamentos de Raios X, o operador pode controlar a quantidade ou a capacidade de penetração da radiação através dos controles de kV, mA e tempo de exposição. Caso os equipamentos não estejam devidamente calibrados ou funcionando adequadamente, além de poderem irradiar desnecessariamente o paciente, podem gerar imagens de baixa qualidade, o que obriga a repetição do exame, aumentando os custos operacionais (BUSHONG, 2013).

As doses extras nos paciente devidas às repetições de exames por falta de qualidade são, algumas vezes, mais significativas. A ANVISA, por meio da RDC nº 611 recomenda a utilização de programas de controle de qualidade (CQ), para equipamentos de TC, incluindo testes de recepção, constância e qualidade de imagem, a fim de garantir que os equipamentos estejam produzindo imagens de alta qualidade com a menor dose de radiação possível (MINISTÉRIO DA SAÚDE – ANVISA, 2014; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2022).

Importantes medidas de desempenho do sistema de imagem podem ser avaliadas com objetos de teste (simulador) que incluem geração de artefatos, resolução de contraste e resolução espacial . A Figura 18, mostra quatro secções de teste com o simulador desenvolvido para avaliação da qualidade da imagem em uma TC.

Figura 18 - Simulador medir a resolução espacial (A), a resolução de contraste (B), a linearidade (C) e outros fatores de qualidade de imagem (D).



Fonte: American College of Radiology BUSHONG, 2013.

3.9 Dosimetria para tomografia computadorizada

A distribuição de dose em TC é diferente da fornecida em uma visão única radiográfica, pois resulta em doses mais altas devido a radiação contínua do feixe na circunferência do paciente e sequência de cortes contíguos (BUSHONG, 2020). Para mensurar a dose recebida em um exame de TC, têm-se descritores de dose específicos.

3.9.1 Descritores de Dose

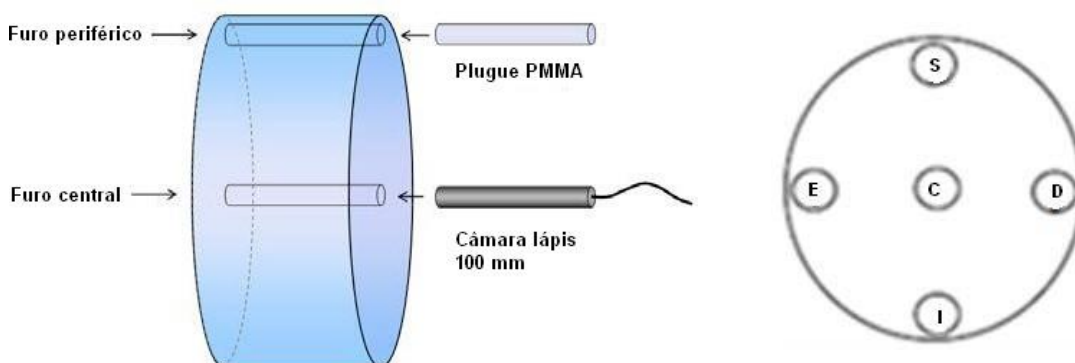
As principais grandezas aplicadas para mensurar a Dose em TC, são *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) e o *Dose Length-Product* (DLP). Os descritores de dose são utilizados para estimar a dose em exames de TC a partir do uso de um simulador de acrílico de 16 cm ou 32 cm (TSAPAKI et al., 2006). As definições destas grandezas serão descritas nas próximas seções.

3.9.2 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI)

O CTDI é um descritor de dose utilizado para estimar a dose em uma fatia de corte axial na TC, sendo representado como $CTDI_{vol}$ quando representa uma série de fatias em uma única série do exame de TC (SMITH-BINDMAN; MIGLIORETTI, 2011; FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, 2024). Existem algumas variações do conceito de CTDI: $CTDI_{100}$, $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$, sendo todos medidos em mGy. O CTDI foi definido pelo órgão estadundense FDA (Food and Drug Administration), em 1981, e incorporado no Código de Regulamentos Federais, como um padrão de medida de dose em estudos por TC (FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, 1895).

A medição da exposição, realizada com uma varredura axial no ar ou em um dos simuladores de polimetilmetacrilato (PMMA, Figura 19) resulta em um índice de dose calculado, $CTDI_{100}$ (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2008; MCNITT-GRAY, 2002). Este índice pode ser medido e calculado para a localização central, bem como em pelo menos uma das posições periféricas (1 cm abaixo a superfície) dentro do simulador para descrever variações dentro do plano de varredura (MCNITT-GRAY, 2002).

Figura 19 - Phantom em acrílico com respectiva furação para câmara de ionização.



Fonte: Relatório de Dose de Radiação AAPM, 2010.

O $CTDI_w$ foi criado para fornecer uma média ponderada de medições no centro e das periferias das fatias (equação 01). Este índice é usado para superar as limitações do $CTDI_{100}$ e sua dependência de posição dentro do plano de varredura. Os tomógrafos helicoidais possuem o parâmetro chamado de $CTDI_{vol}$

(volumétrico) considerando-se a distância percorrida pela mesa durante uma rotação de 360° do *gantry* e sua respectiva espessura (MCNITT-GRAY, 2002).

$$CTDI_W = \frac{1}{3} \cdot (CTDI_{100,central} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,periférico}) \quad (01)$$

em que:

$CTDI_{100centro}$ é o valor medido no centro do *phantom*;

$CTDI_{100periférico}$ é a média aritmética das medidas realizadas nas quatro posições da periferia do *phantom*.

Levando em consideração os parâmetros relacionados a um protocolo de imagem específico, como o pitch helicoidal ou o espaçamento da varredura axial, define-se o $CTDI_{vol}$ (MCNITT-GRAY, 2002). O produto N.T destina-se a refletir a largura nominal total do feixe de Raios X durante a aquisição, portanto se um scanner for usado com quatro canais (linhas) de 1,25 mm cada para aquisição de varredura, então, independente da largura do corte reconstruído, $NT = 4 \cdot 1,25 \text{ mm} = 5 \text{ mm}$. Logo, $N.T/I$ é o pitch. O $CTDI_{vol}$ é o $CTDI_W$ corrigido pelo *pitch* (eq. 2).

$$CTDI_{vol} = CTDI_W \cdot N.T/I \quad (02)$$

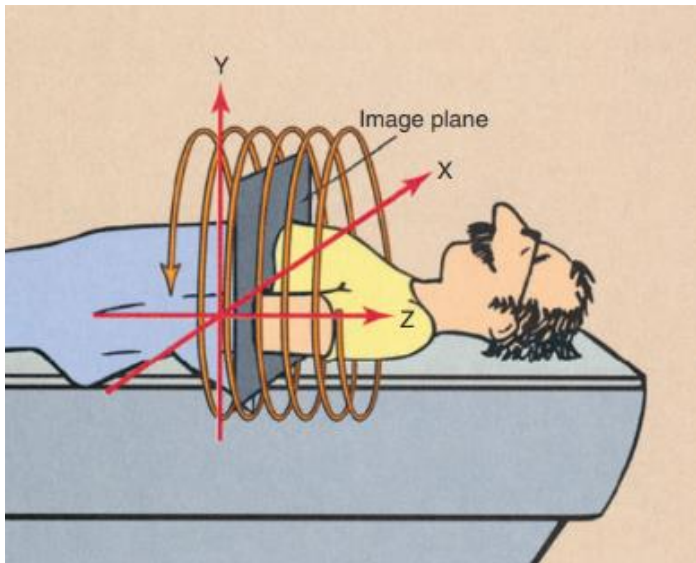
em que:

N é o número de seções adquiridas por Scan (também conhecido como o número de canais de dados usados durante a aquisição). **T** é a largura nominal de cada seção adquirida; **I** é o deslocamento da mesa por rotação.

Porque a câmara de ionização mede uma exposição integrada ao longo de seu comprimento de 100 mm, **L** é o comprimento ativo da área sensível, **CTDI_w** é a média ponderada do **CTDI₁₀₀** central e periférico, **Pitch** é o deslocamento da mesa dividido espessura do corte e multiplicado pelo número de fileiras detectoras.

Desse modo, $CTDI_W$ representa a dose média de radiação absorvida considerando as direções x e y do plano de rotação da TC, já o $CTDI_{vol}$ representa a dose média de radiação dentro do volume irradiado nas direções X, Y e Z, (figura 20).

Figura 20 - Imagem adquirida ao longo do eixo z



Fonte: Radiologic Science for Technologists, BUSHONG, 2020.

Para sequências helicoidais, o cálculo deste parâmetro utiliza-se as equações 03 e 04 conforme o AAPM Report N°96 (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2008). O Pitch, mostrado na eq. 03, é usado para descrever a distância percorrida pela mesa de exame e a espessura do corte durante uma rotação de 360° do tubo de Raios X. Quando a alimentação da mesa e a colimação do feixe são idênticas, exemplo, se a mesa se move 5 mm em uma rotação e a colimação do feixe é de 5 mm, então o pitch é 1.0 (ou seja, 5 mm / 5 mm = 1.0). A relação do pitch com o CTDI_{vol} é mostrado na eq. 04.

$$NT/I = 1 \text{ Pitch} \quad (03)$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (04)$$

Um pitch >1.0 resulta em uma dose de radiação menor, porém a qualidade da imagem é reduzida, ao passo que o pitch <1.0 resulta em qualidade melhor, evita a descontinuidade da cobertura anatômica e maior dose ao paciente (CALLAHAN, 2011). O ajuste adequado do pitch é de suma importância para o equilíbrio de qualidade da imagem e a dose de radiação.

3.9.3 Produto Dose comprimento (DLP)

O $CTDI_{vol}$ é uma medida de exposição por fatia e é independente do comprimento da varredura. Se o comprimento irradiado da varredura deve ser contabilizado, o parâmetro usado é o produto dose-comprimento (DLP) eq. 05:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (05)$$

em que:

$CTDI_{vol}$ = representa a dose média de radiação dentro do volume irradiado.

L = é o comprimento de aquisição

O DLP corresponde a estimativa de exposição total do paciente em um exame de TC, ou seja, a soma do $CTDI_{vol}$ de cada série de aquisição realizada dentro do mesmo exame.

DLP é um parâmetro que aumenta com o aumento do comprimento da varredura. Embora reflète mais de perto a dose de radiação para um exame de TC específico, seu valor é afetado por variâncias na anatomia do paciente. Portanto, o $CTDI_{vol}$ é uma ferramenta mais útil para comparar doses de radiação entre diferentes protocolos.

3.9.4 Níveis de Referências de Diagnóstico (DRL)

Os DRLs são parâmetros estabelecidos para imagens médicas obtidas com radiação ionizante, como TC, servindo como guias para avaliar e otimizar as doses de radiação administradas aos pacientes. Introduzidos na década de 1990 pela publicação 73 da ICRP em 1996 (ICRP, 1996). Os DRLs não são limites de dose, mas valores de referência que indicam se a dose de radiação utilizada está dentro de um intervalo aceitável, definido para fins de promoção da otimização de proteção ao paciente (WALL, 2004). A determinação dos DRLs envolve a coleta e análise de dados de doses de radiação de muitos exames, geralmente definindo os DRLs como o 75º percentil das doses coletadas, refletindo doses típicas usadas em exames de alta qualidade (EUROPEAN UNION, 2018).

Os tipos DRLs estão de acordo com três níveis diferentes: (LDRL) disponíveis ao nível da unidade de saúde, (NDRL) disponíveis a nível nacional, (EDRL) disponíveis a nível europeu. Cada tipo de exame tem seus próprios DRLs,

considerando fatores como a complexidade do exame e a região do corpo. Por exemplo, os DRLs para uma tomografia do tórax são diferentes dos DRLs para uma tomografia do abdômen. Os DRLs permitem que instituições de saúde comparem suas práticas de dose com os valores de referência, ajudando a identificar a necessidade de otimização das práticas de radiação para manter as doses tão baixas quanto razoavelmente possível sem comprometer a qualidade da imagem (EUROPEAN UNION, 2018).

A União Europeia afirma que o envolvimento ativo de todos os profissionais, juntamente com as entidades e sociedades de classe, é a melhor maneira de promover a utilização eficaz do conceito de NDRL. As autoridades nacionais competentes devem ser responsáveis por garantir o estabelecimento, a implementação e o uso adequado dos NDRLs. Elas devem liderar a coordenação entre as sociedades profissionais que representam médicos, radiologistas e físicos médicos para realizar pesquisas sobre doses de pacientes e estabelecer os NDRLs.

3.9.5 Relatório DICOM-*Structured Report* (DICOM-SR)

O DICOM-SR é uma ferramenta que pode auxiliar na análise da dose e os valores analisados podem gerar alterações de protocolos e novos estudos. É uma forma confiável, exata e segura de extração de informações do paciente exposto, protocolo utilizado, repetição de séries e a estimativa de dose utilizada para o estudo. Vários países exigem o armazenamento dessa informação. Por exemplo, a diretiva UE 2013/59 da Comunidade Europeia da Energia Atômica (EURATOM) em vigor desde janeiro de 2014, exige o arquivamento de cada registro de dose bem como a anotação (EURATOM DO CONSELHO, 2013). No Brasil ainda não há a exigência de armazenamento nem análise dos dados.

Dados principais como data do exame, horário da realização do exame, sexo, número de séries, energia do feixe e mais dados são fornecidos pelo DICOM-SR (figura 21). Para se analisar a Dose Efetiva, é necessário converter os valores dos descritores de dose, contribuindo significativamente para a interpretação do nível de exposição dos pacientes (GUERRA, 2020; INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2013; MCCOLLOUGH; SCHUELER, 2000).

Figura 21 – Dados contidos no relatório de dose.

Exam Information								
StudyID:	162							
Time:	January 18, 2022, 09:04:54							
Total DLP:	692.15 mGy*cm							
Estimated Dose savings:	0.00 %							
Dose								
#	Series Description	Scan Mode	mAs	KV	N*T [mm]	CTDI _{vol} [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type[cm]
1		Surview		90	2x0.75	0.11	2.48	HEAD 16
2	SEM CONTR. . .	Helical	200	120	16x1.50	27.62	689.67	HEAD 16

Fonte: Autora da Dissertação.

Os itens de interesse do relatório de dose são:

- Seta rosa “Scan Mode, Type”: Corresponde ao tipo de aquisição podendo ser do tipo *Surview* ou *Scout* (planejamento da aquisição de imagens), axial (forma de aquisição com a mesa de exames estática), ou helicoidal (quando a mesa se movimenta enquanto o tubo de Raios X gira em torno do paciente);
- Seta verde, mAs e KV utilizados: O mAs representa o produto da corrente do tubo de Raios X, pelo tempo de exposição influenciando diretamente a quantidade de radiação emitida portanto, a dose recebida pelo paciente. kV (kilovoltagem) refere-se à tensão aplicada ao tubo de Raios X influenciando a energia dos fótons de Raios X e a penetração dos mesmos nos tecidos.
- Seta Azul CTDI_{vol}: Dose estimada em uma única fatia (imagem do exame) da região de interesse correspondente a uma fração da região a ser estudada. O valor da dose é dado em miliGray.
- Seta Vermelha DLP: Produto Dose-Comprimento estimado para aquela série. O valor é a soma dos CTDI_{vol}, dado em miliGray por centímetro.
- Seta amarela Phantom: Corresponde a colimação do feixe de radiação utilizado para a aquisição das imagens. É utilizado para concentrar os pixels da imagem em um campo menor, proporcionando uma melhor resolução espacial.

3.10 Relação das Medidas de Radiação

3.10.1 Dose Absorvida (D)

A Dose Absorvida é definida como a energia absorvida por unidade de massa (TAUHATA et al., 2014). O primeiro passo para calcular a dose efetiva é medir a dose absorvida. A dose absorvida é calculada usando um simulador Phantom PMMA, que imita propriedades semelhantes ao tecido humano (figura 19). A relação entre a dose absorvida e a massa do volume de material atingido é a base da definição da grandeza dose absorvida (CHRISTNER et al., 2010; MCCOLLOUGH; SCHUELER, 2000). A equação 6 traz a fórmula utilizada.

$$D = \frac{\bar{d}_\varepsilon}{dm} (J \cdot kg^{-1} \text{gray} = Gy) \quad (06)$$

em que

\bar{d}_ε é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse num meio de massa dm .

3.10.2 Dose Equivalente (H_T)

A Dose Equivalente H_T , além quantificar a energia depositada em um órgão ou tecido T, é usada para avaliar o dano biológico causado por cada tipo de radiação (CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008). Quantidades iguais de dose absorvida em um determinado órgão ou tecido provenientes de diferentes tipos de radiação causam efeitos biológicos de gravidades diferentes. A H_T é obtida multiplicando-se a dose absorvida D por um fator de ponderação da radiação W_R tabelado que é tanto maior quanto mais danosa para o organismo for o tipo de radiação (MCCOLLOUGH; SCHUELER, 2000). Os valores de W_R estão apresentados na Tabela 2.

Este fator leva em conta os efeitos biológicos produzidos por cada um dos diferentes tipos de radiação que incidem nos tecidos biológicos. É definida eq. 07:

$$H_T = D \cdot W_R \quad (07)$$

em que:

H_T = corresponde a Dose Equivalente, dose absorvida em um órgão ou tecido;

D = Dose absorvida;

W_R = Fator ponderado do tipo de radiação, fator tabelado (Tabela 2), este fator leva em conta os efeitos biológicos.

Tabela 2 - Fatores de ponderação W_R das radiações

Tipo de radiação	Fator de ponderação W_R
Radiação gama ou Raios X	1
Elétrons (inclui radiações beta)	1
Nêutrons (energias 20 MeV)	5
Prótons (energias >2 MeV)	5
Partículas alfa	20
Núcleos pesados e fragmentos de fissão	20

Fonte: Recomendações ICRP 60. Comissão Internacional de Proteção Radiológica.

3.10.3 Dose Efetiva (E)

A dose efetiva é um parâmetro único destinado a refletir o risco relativo de exposição à radiação ionizante. Reflete o risco de efeitos biológicos prejudiciais decorrentes de uma exposição não uniforme e parcial do corpo em termos de exposição de corpo inteiro (CHRISTNER et al., 2010). Para se obter a dose efetiva, soma-se as doses equivalentes em cada tecido ou órgão (ponderadas pelos fatores de peso tecidual) e, em seguida, multiplicada pelos fatores de ponderação de risco para diferentes tipos de radiação. É ajustada para levar em conta a sensibilidade desses tecidos à radiação (MCCOLLOUGH; SCHUELER, 2000), sendo obtida pela equação 08:

$$E = \sum_T H_T \cdot W_T \quad (08)$$

em que:

E é a dose efetiva;

H_T = corresponde a Dose Equivalente;

W_T é o fator de ponderação do tecido ou órgão T irradiado. A dose efetiva é medida em Sieverts (Sv).

Os valores de W_T estão associados à radiosensibilidade do órgão ou tecido irradiado. A soma de todos os fatores W_T totaliza o valor 1 que corresponde a 100 % (CÉSAR DE C R SOARES et al., 2008).

Os fatores de conversão (k) são aplicáveis somente ao tipo de exame e paciente específico. Além disso, é importante destacar que os fatores de conversão estão relacionados ao tamanho do *phantom*, fatores de ponderação definidos pela ICRP, região anatômica, voltagem do tubo de Raios X, idade do paciente e tamanho do paciente (HUDA et al., 2004). Para realizar o cálculo de dose efetiva baseado nos fatores supracitados aplica-se a equação 9 (EUROPEAN UNION, 2018).

$$E = k \cdot DLP \quad (09)$$

em que:

k = Fator de conversão (mSv/mGy.cm)

DLP = produto dose comprimento (mGy.cm)

A AAPM (2008) assume que os valores obtidos a partir deste cálculo são consistentes, apresentando um desvio máximo de aproximadamente 10% a 15%.

3.11 Características anatômicas do paciente pediátrico

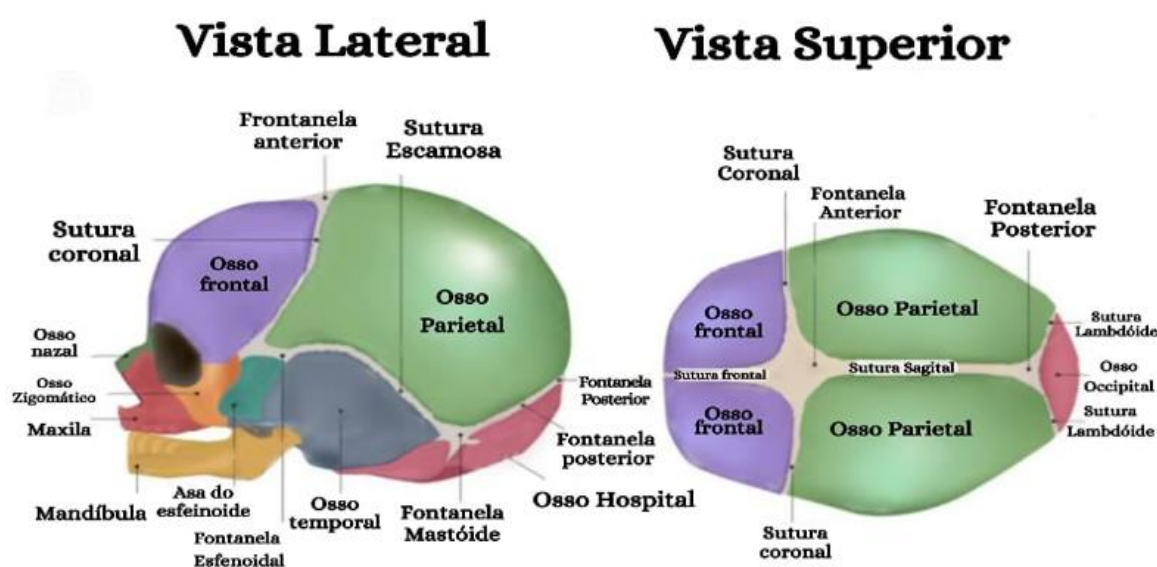
O esqueleto adulto tem 206 ossos e o recém-nascido tem 300, devido a presença de mais vértebras e ossos separados que irão se fundir na vida adulta. Ao nascimento a proporção da cabeça/corpo é de 1/4 e no adulto 1/8. Na criança pequena os membros representam 15% do peso corporal total, em comparação com 30% nos adultos (STANDRING, 2020).

Os ossos da cabeça são divididos em neurocrânio, que fornece o invólucro para o cérebro e as meninges encefálicas, partes proximais dos nervos cranianos e vasos sanguíneos. O neurocrânio protege o encéfalo sendo constituído por uma parte membranosa com ossos planos que circundam o crânio. A sua ossificação é intramembranosa, todavia a parte cartilaginosa dos ossos da base do crânio tem ossificação endocondral (STANDRING, 2020). O viscerocrânio (esqueleto da face) consiste em ossos que circundam a boca e o nariz e contribuem para as órbitas. Apresenta-se inicialmente com uma face pequena em relação ao neurocrânio, por

ausência de seios paranasais aéreos, pequeno tamanho do maxilar e ausência de dentes, bem como ao maior volume do encéfalo e órgãos sensoriais (olhos, audição e equilíbrio) que já estão bastante desenvolvidos ao nascimento (MOORE, 2021).

A Figura 22 mostra anatomia do crânio de um RN, com destaque para frontanelas (pontos onde mais de dois ossos se encontram) que se juntam com o crescimento e a abóbada (MOORE, 2021).

Figura 22 - Arcabouço ósseo do crânio de um RN.



Fonte: Adaptado de Atlas de Anatomia (NETTER, 2015).

3.12 Trabalhos da literatura

O presente trabalho utiliza uma metodologia de extração de dados semelhante a metodologia descrita por KHARITA et al., (2020) onde os autores descreveram uma forma de extração das informações contidas no relatório de dose. Foram obtidos dados demográficos, parâmetros de exame e descritores de dose de radiação (índice de dose de TC volume-CTDIvol e dose-comprimento produto-DLP) associada a TC de crânio de rotina consecutiva em 705 crianças. Em resumo as doses de radiação para TC de crânio mudam linearmente com a idade da criança. Apesar de CTDIvol e DLP menores para na maioria das crianças, a maior duração do exame resultou em maior DLP para algumas TC de crânio pediátricas em comparação com o EDRL. Esse resultado reforça a necessidade de promover diretrizes claras para os tecnólogos que operam TC.

OLIVEIRA, (2013) adotou medidas baseadas no estudo Image Gently para o controle de doses e a melhoria dos protocolos de tomografia. Foi possível reduzir a dose de radiação em até 50% em crianças, sem prejuízo ao diagnóstico ou à conduta médica nos casos de trauma crânio-encefálico (TCE). Apesar de alguns profissionais notarem um leve aumento de "ruído" nas imagens, a qualidade geral foi considerada adequada para diagnóstico e tratamento.

VASSILEVA et al., (2015) relata os resultados do maior levantamento internacional de dose em tomografia computadorizada pediátrica, um total de 6115 dados individuais de pacientes foram registrados em quatro grupos etários: <1 ano, >1-5 anos, >5-10 anos e >10-15 anos. DRLs internacionais foram estabelecidos para exames de TC pediátrica para cabeça, tórax e abdome de rotina nas quatro faixas etárias. Os dados foram coletados em formulários padrão do Excel, contendo para cada pacientes: sexo, idade, peso e altura, exame dados: data, número de fases e modo de digitalização (axial ou helicoidal), parâmetros de exposição, tensão do tubo, produto corrente do tubo/corrente-tempo (valores médios se modulação da corrente do tubo utilizada), tempo de rotação e largura do feixe, índices de dose registrados a partir do scanner. O estudo teve três fases, fase (A) protocolo padrão, (B) retrospectiva e (C) prospectiva o objetivo em ter essas fases foi comparar as doses dos pacientes após a implementação de ações corretivas.

Dados de 82 tomografias computadorizadas de 72 hospitais de 32 países inclusos neste artigo. A distribuição foi de 42 TCs na Ásia, 30 na Europa, 7 na África e 3 na América Latina. Uma variedade de modelos de equipamentos de TC de diferentes fornecedores foram utilizados. Os valores médios foram superiores aos de referência, tendo prevalência de valores mais altos ou presença de outliers. A análise mais aprofundada no artigo é baseada em valores medianos de CTDIvol e DLP. Na Fase A da pesquisa obtiveram-se valores entre 17,2 e 42,6 mGy para TC de crânio.

SHRIMPTON et al., (2006) relataram resultados de TC pediátrica no Reino Unido. Foram analisados o DLP, CTDIvol e fatores de conversão estimaram a dose efetiva em mSv, com base em cálculos específicos para cada região anatômica e idade. O resultado apresentou as doses administradas em crianças de diferentes idades (0-1 ano, 5 anos e 10 anos), destacando as seguintes médias: 0-1 ano: CTDIvol de 35 mGy (fossa posterior) e 30 mGy (cérebro), com DLP médio de 270 mGy.cm; 5 anos: CTDIvol de 50 mGy (fossa posterior) e 45 mGy (cérebro), com

DLP médio de 470 mGy.cm; 10 anos: CTDIvol de 65 mGy (fossa posterior) e 50 mGy (cérebro), com DLP médio de 620 mGy.cm. Esses valores aumentam conforme a idade da criança, refletindo ajustes necessários para garantir qualidade de imagem, mantendo o controle rigoroso das doses radiológicas. O trabalho conclui que apesar dos avanços na tecnologia, ainda existem grandes variações na prática típica entre os centros de TC para procedimentos semelhantes. Isso ressalta a necessidade de atenção contínua à otimização da proteção e ao uso de protocolos de varredura específicos para cada grupo de pacientes, especialmente em relação às crianças.

SHRIMPSON, et al., (2016) continuaram o trabalho em 2011 analisando doses de TC em uma amostra mais abrangente de 47.000 pacientes, com destaque para exames de cabeça em crianças de diferentes faixas etárias. A pesquisa incluiu 182 scanners de TC em hospitais de todo o país, representando aproximadamente 30% de todos os scanners em operação no Reino Unido. Os resultados mostraram, novamente, grandes variações nas práticas entre os centros de TC para exames pediátricos de crânio, destacando a importância da otimização dos protocolos de proteção radiológica, especialmente em crianças, que são mais suscetíveis aos efeitos da radiação. As doses de CTDIvol e DLP foram utilizadas como principais indicadores de exposição, sendo que os valores de DLP para exames pediátricos da cabeça aumentaram em até 10% desde a última revisão de 2003. Os valores de referência nacional para exames pediátricos de crânio foram estabelecidos com base no terceiro quartil das distribuições de doses observadas, indicando a necessidade de protocolos específicos para cada faixa etária e tamanho do paciente, com atenção especial ao ajuste de dose para evitar exposições desnecessárias.

O relatório da (EUROPEAN COMMISSION, 2018) estabelece os EDRLs a serem aplicados a todas as áreas que envolvem imagens com radiação, com foco particular em TC a paciente pediátricos. Esse levantamento envolveu diversos centros de radiologia e instituições, autoridades nacionais, como agências de proteção radiológica. Dados foram coletados em vários países da Europa, entre 2003 e 2013, por meio de questionários e informações de instalações de radiologia. Os valores de doses de pacientes pediátricos formaram a base para a criação de DRLs pediátricos em países como Alemanha, Espanha, Finlândia, Irlanda e Lituânia. Nos exames de tomografia de crânio, especificamente, foram investigados

em várias publicações e em diferentes faixas etárias, usando os indicadores de dose CTDIvol e DLP para definir os valores de referência. Os dados foram coletados tanto de pacientes quanto de protocolos de centros específicos, e em alguns casos, também utilizando phantoms. As publicações identificaram diferenças regionais significativas nas doses aplicadas e propuseram DRLs com base nesses levantamentos nacionais e regionais. Um consenso comum foi usar a abordagem do 3º quartil (75%) da distribuição de doses como método para definir os DRLs, e a orientação geral é que os levantamentos de doses de pacientes sejam revisados a cada 3 a 5 anos. O relatório oferece, orientações para o uso e estabelecimento de DRLs a fim de otimizar a proteção de pacientes pediátricos de diferentes idades ao realizar TCs de crânio, ajudando a reduzir o risco de exposição excessiva à radiação.

4 METODOLOGIA

4.1 Local de Estudo

O Hospital Infantil Cândido Fontoura (HICF), está localizado na zona leste de São Paulo e é a maior unidade hospitalar infantil do estado. Conta com mais de 118 leitos e é especializado no atendimento de crianças e adolescentes. Atualmente é referência em atendimento hospitalar, ambulatorial e de urgência dos jovens pacientes, oferecendo diversas especialidades médicas. É gerido pela Fundação Instituto de pesquisa em Diagnóstico por Imagem (FIDI). Por mês circulam mais de 3 mil crianças e adolescentes, realizam exames diagnósticos, sendo que dessas 300 realizam tomografia computadorizada.

Esse trabalho teve a aprovação da direção do Hospital Infantil Candido Fontoura (HICF) e do comitê de ética da Secretaria Municipal da Saúde de São Paulo (SMS/SP). A necessidade do termo de consentimento livre e esclarecido foi dispensada. O número de aprovação obtido pela Plataforma Brasil foi CAAE: 70999523.2.0000.0086.

4.2 Tomógrafo do Estudo

O scanner Philips Mx16EVO2 CT, é um tomógrafo de 16 cortes com base em seu manual de funcionamento, projetado para oferecer alta qualidade de imagem e eficiência operativa em ambientes clínicos variados. Proporciona uma resolução detalhada e uma rápida aquisição de imagens, permitindo diagnósticos preciso. Este sistema é especialmente valorizado por conter o algoritmo EVOEye que diminui o ruído da imagem permitindo aquisição de 1024x1024. Além disso, o Mx16EVO2 é conhecido por sua facilidade de uso, com sua interface intuitiva e recursos automatizados que simplificam o fluxo de trabalho, melhorando a produtividade e reduzindo o tempo de espera dos pacientes. O controle automático de exposição é chamado de " Philips iDose", Ele é um recurso que ajusta automaticamente os parâmetros de exposição à radiação com base na anatomia e na condição do paciente, a fim de obter imagens de alta qualidade com a menor dose de radiação possível. Contudo, esta ferramenta, não estava habilitada nos exames neste estudo. A Figura 23 apresenta este equipamento.

Figura 23 – Tomógrafo Philips MX16, Sala de exames Hospital Infantil Candido Fontoura (com decoração de halloween).



Fonte: Autora da Dissertação.

4.3 Protocolo atual implementado no Hospital

Atualmente o protocolo de Tomografia do Crânio é realizado sem seguir orientações de acordo com a faixa etária da criança, sem considerar dimensões particulares do crânio de cada paciente pediátrico. O protocolo é apresentado na tabela 3.

Tabela 3 - Apresentação do protocolo de crânio pediátrico atual.

Parâmetros do protocolo	Crânio/ Infantil (não otimizado)
Tensão do Tubo (KVp)	120
Produto corrente Tempo (mAs)	250
Pitch	0,6713
N x T (mm)	16 x 0,625
Colimação (mm)	40
Comprimento de Varredura (mm)	230
CTDI_{vol} (mGy)	42,96
DLP (mGy*cm)	716,16
Varredura - Base do crânio até o vértice	

Fonte: Hospital Candido Fontoura.

4.4 População do estudo

Esse trabalho é de cunho retrospectivo com abordagem quantitativa. A população é composta de exames de pacientes pediátricos de 0 a 18 anos, de ambos os sexos, que realizaram tomografia de crânio no triênio de 2020-2022. A amostra é de conveniência, ou seja, todos os pacientes que frequentaram o hospital neste período e que tenham o devido preenchimento da anamnese e autorização do exame foram incluídos.

O número da amostragem foi de 455. Os pacientes foram divididos em grupos etários correlacionando o tamanho da cabeça, KVp, mAs, pitch, CTDI_{vol}, DLP Scan e DLP Total.

4.4.1 Critérios de Inclusão e exclusão

Para a inclusão no estudo os pacientes devem:

- Possuir a faixa etária de $0 \geq$ e ≤ 18 anos;
- Ter realizado a tomografia de crânio, no período de 2020 à 2022 no Hospital Infantil Cândido Fontoura (HICF);
- Ter realizado o preenchimento devido da anamnese e autorização do exame.

Não fará parte do estudo os seguintes pacientes:

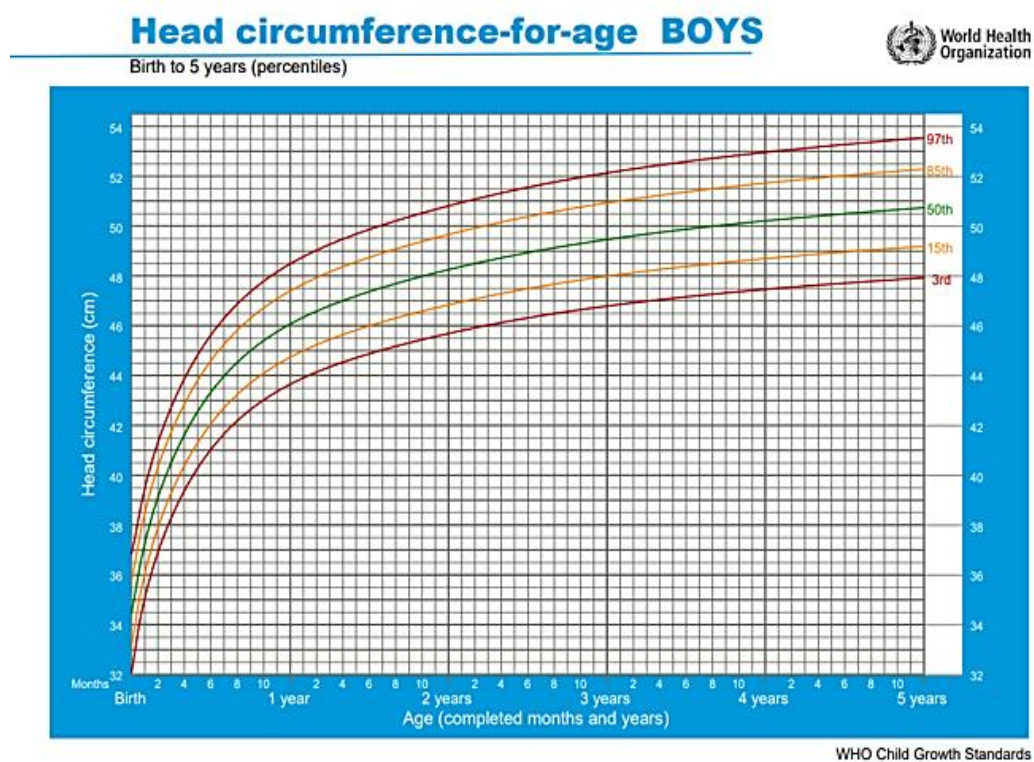
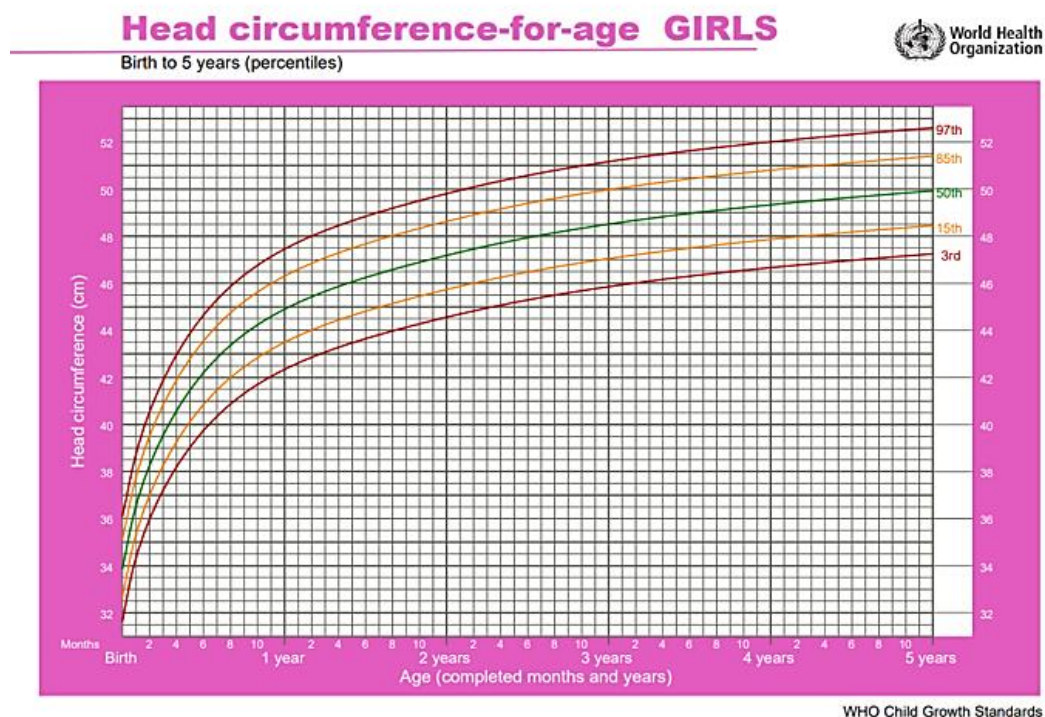
- Pacientes portadores de patologias que tem uma discrepância do perímetro cefálico como microcefalia, macrocefalia, hidrocefalia, etc.

4.5 Coleta de Dados

O levantamento dos dados se deu através do Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (PACS) e Sistema de Informação Radiologia (RIS) do HICF, à admissão do workstation da TC (Philips Mx16EVO2) a partir do relatório DICOM- Structured Report (DICOM-SR). Os dados foram organizados em planilhas do Excel, numerados por faixas etárias, sem a identificação do paciente. Foram coletados a idade, gênero, kV, mAs, grandezas dosimétricas para tomografia computadorizada, CTDI_{vol}, DLP Scan, DLP Total. Após realizar o levantamento dos dados, foi realizada análise estatística descritiva calculando os valores de mínimo, máximo, médio, desvio, percentil 25 (1º quartil), mediana (2º quartil) e percentil 75 (3º quartil).

O crescimento do perímetro cefálico foi retirado da caderneta de saúde da criança (MINISTÉRIO DE ESTADO DA SAÚDE, 2005), apresentado na figura 24. Na tabela 1 foram descritas as médias cefálicas das faixas etárias inclusas neste trabalho.

Figura 24 - Curva de crescimento perímetro cefálico para o sexo feminino e masculino Caderneta de Saúde da Criança.



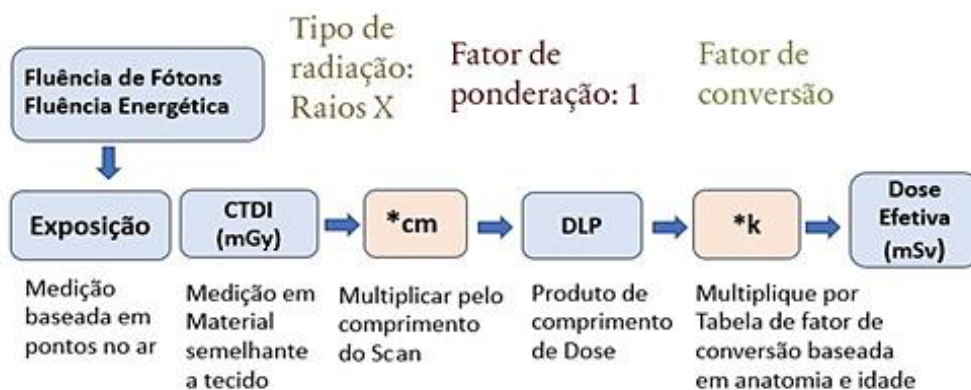
Fonte: (MINISTÉRIO DE ESTADO DA SAÚDE, PORTARIA Nº 1.058, 2005)

4.6 Métodos de Cálculo

O cálculo real de dose efetiva para um indivíduo que foi submetido a um procedimento diagnóstico de raios X é complexo. A dose absorvida em cada um dos órgãos especificados na ICRP 60 precisa ser determinada. Para permitir este cálculo, vários métodos matemáticos do corpo humano diferentes foram desenvolvidos, com modificações de acordo com o sexo e idade (MCCOLLOUGH; SCHUELER, 2000). Neste trabalho foi utilizada a calculadora de dose disponibilizada pelo Dr. Brian E. Nett no site howradiologyworks.com.

A calculadora, fornece um método simples de converter o DLP em Dose Efetiva. É uma aproximação da dose efetiva, mas é razoavelmente precisa normalmente dentro de 10-15%, (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2008). A conversão é apresentada na Figura 25. A calculadora é alimentada com os dados de CTDI (mGy) e o DLP (mGy*cm) e então, os converte para dose efetiva. Como a fonte de radiação é de Raios X, o fator de ponderação é igual a 1.

Figura 25 - Aproximação da dose com os descritores na TC.



Fonte: Adaptado de Calculadora simples para dose efetiva em TC (DLP -> Dose) (howradiologyworks.com).

A utilização da dose efetiva como parâmetro para comparar a exposição dos pacientes a diferentes procedimentos radiológicos e suas respectivas incertezas é uma prática comum (VANO et al., 2021). O Fator de conversão K leva em conta a idade e as regiões do corpo. O documento da AAPM Report N° 96 também afirma que o uso do DLP para estimar a dose efetiva é um método razoavelmente robusto

(AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2008). A tabela 4 descreve os valores para o fator de conversão dos tecidos.

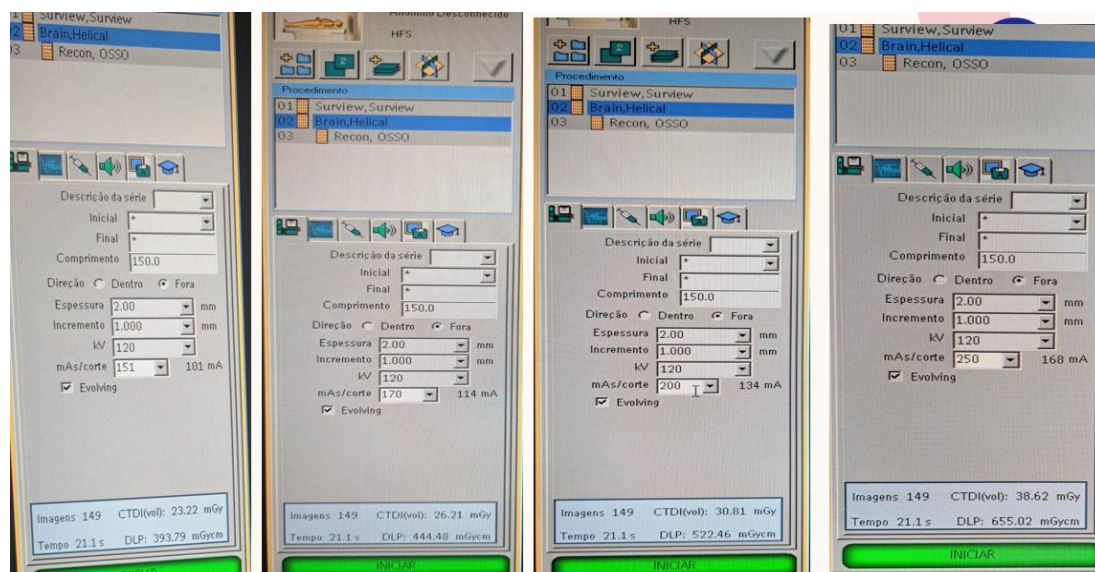
Tabela 4 - Fator de conversão κ ($mSv mGy^{-1}cm^{-1}$)

Região do Corpo	0 ano	1 ano de Idade	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	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Peito	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdome e Pelve	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tronco	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Fonte: Relatório de Dose de Radiação (AAPM Report N°96, 2008).

As análises seguintes evidenciaram fortes correlações positivas entre corrente elétrica (mAs) e medidas de dose (CTDI, DLP), mostrando que este parâmetro está ligado diretamente ao aumento da Dose de radiação (ICRP,2000). Para aproximar $CTDI_{vol}$ e DRLs, da União Europeia é mostrado á baixo a figura 26, com modificações da corrente elétrica que se assemelham ao $CTDI_{vol}$ e DLP indicado em cada faixa etária. (EUROPEAN COMMISSION, 2018).

Figura 26 – Insert de Parâmetros de Aquisição, Workstation Philips



Fonte: Autora da Dissertação.

O DICOM-SR é uma ferramenta que auxilia na análise da dose e os valores analisados podem gerar alterações de protocolos e novos estudos. (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2008). É uma forma confiável, exata e segura de extração de informações do paciente exposto (ICRP, 2000). A Publicação 87, também afirma que o uso do DLP para estimar a dose efetiva é um método razoavelmente robusto. A figura 27 mostra o resultado da modificação dos parâmetros mencionados acima, indicado no círculo em amarelo o $CTDI_{vol}$ da exposição.

Figura 27 – Relatório DICOM-SR indicando Dose $CTDI_{vol}$.

The figure consists of four screenshots of DICOM-SR reports, each showing a table of dose parameters. In each report, the $CTDI_{vol}$ value for the Helical scan is circled in yellow.

Scan Mode	mAs	KV	N*T [mm]	$CTDI_{vol}$ [mGy]	DLP [mGy*cm]
Surview	90	2x0.75	0.02	0.33	0.33
Helical	150	120	16x0.75	23.43	362.46

Series Description	Scan Mode	mAs	KV	N*T [mm]	$CTDI_{vol}$ [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type[cm]
1	Surview	90	2x0.75	0.02	0.33	0.33	BODY 32
2	Helical	169	120	16x0.75	26.28	351.39	HEAD 16

Series Description	Scan Mode	mAs	KV	N*T [mm]	$CTDI_{vol}$ [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type[cm]
1	Surview	90	2x0.75	0.02	0.33	0.33	BODY 32
2	Helical	199	120	16x0.75	30.85	406.33	HEAD 16

Series Description	Scan Mode	mAs	KV	N*T [mm]	$CTDI_{vol}$ [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type[cm]
1	Surview	90	2x0.75	0.02	0.30	0.30	BODY 32
2	Helical	250	120	16x0.75	38.72	587.33	HEAD 16

Fonte: Autora da Dissertação.

4.7 Análise estatística

A descritiva das variáveis quando essas são qualitativas está apresentada em forma de frequência absoluta e relativa. As variáveis quantitativas passam pelo teste de normalidade de Shapiro Wilk que avalia se os dados têm uma distribuição normal (homogênea) ou não (MOTULSKY, 2010). No caso dos dados desse trabalho, a normalidade não foi confirmada ($p < 0,05$) e por esta razão os dados são apresentados em forma de mediana e quartis, uma vez que média e desvio padrão nesses casos representa viés nos resultados (MOTULSKY, 2010).

A mediana é o valor que separa a amostra em duas partes iguais, ou seja, 50% dos casos têm resultados abaixo da mediana e 50% dos casos tem resultado acima dessa medida. O primeiro quartil (Q1) é o ponto que separa os 25% primeiros resultados dos demais, ou seja, abaixo do valor primeiro quartil estão 25% respostas. O terceiro quartil (Q3) por outro lado indica o valor que a partir dele

estarão os 25% dos respondentes com maiores resultados (NETO et al., 2017). O valor de p é uma medida estatística usada para determinar a significância dos resultados em um teste de hipótese. Ele indica a probabilidade de obter resultados tão extremos quanto os observados, assumindo que a hipótese nula é verdadeira. Um teste de hipótese inicia-se com uma hipótese nula (H_0), que geralmente é uma afirmação de "nenhum efeito" ou "nenhuma diferença". O valor-p responde a seguinte pergunta: se a hipótese nula for verdadeira, qual é a probabilidade de observar os dados coletados. Um valor-p inferior a 0,05 indica que o resultado é estatisticamente significativo, sugerindo que a hipótese nula pode ser rejeitada em favor da hipótese alternativa (MOORE, et al., 2021; MOTULSKY, 2010).

A comparação das variáveis CTDI e DLP por gênero foi feita através do teste de Mann Whitney. Esse teste se aplica quando deseja-se comparar 2 grupos (no caso dos sexos masculino e feminino) em relação a variáveis numéricas (CTDI e DLP) que não possuem distribuição normal. O teste avalia se a diferença entre eles é estatisticamente significativa ($p < 0,05$) ou se não há evidência de diferença entre eles ($p > 0,05$) (TRIOLA, 2008).

O teste de Kruskal Wallis faz o mesmo que o teste de Mann Whitney, porém se aplica a casos onde existem três ou mais grupos a serem comparados. No caso desse trabalho foram comparados os cinco grupos etários em relação a doses (variável numérica não normal). Caso o teste mostre uma diferença estatística ($p < 0,05$), é necessário buscar entre quais grupos essa diferença existe e isso se faz através de um pós-teste chamado Bonferroni (TRIOLA, 2008). Esse pós-teste está implementado dentro do teste principal e faz com que todas as combinações de comparação: grupo etária 1 com grupo etário 2, grupo etário 1 com grupo etário 3 e assim sucessivamente, realizando no total, 10 comparações. Para demonstrar a distribuição de dose é usado gráfico boxplot (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2024; NETO et al., 2017). Ao final é possível se concluir que todos são diferentes entre si ou se há grupos que se assemelham.

Por fim a correlação de Spearman (ρ) se aplica em casos onde duas variáveis quantitativas não normais precisam se relacionar. O resultado da correlação só deve ser interpretado caso seja significativo ($p < 0,05$). Na hipótese em que isso ocorre, um valor de correlação (ρ) positivo indica que o aumento na medida de uma variável se associa ao aumento na medida da outra variável da

comparação. No caso de um valor de correlação negativo, o aumento na medida de uma variável se associa a redução na medida da outra variável (TRIOLA, 2008).

Para avaliar a influência da circunferência da cabeça na dose total e na dose efetiva foi aplicada a regressão linear simples. Essa análise possibilita identificar qual o tamanho da dose a partir da circunferência da cabeça. O valor de R^2 (coeficiente de determinação) indica o percentual de explicação do modelo descrito. Quanto mais próximo de 1 (100%) melhores serão as previsões de dose (TRIOLA, 2008).

Todas as análises foram feitas no software IBM SPSS versão 25 com significância de 5%.

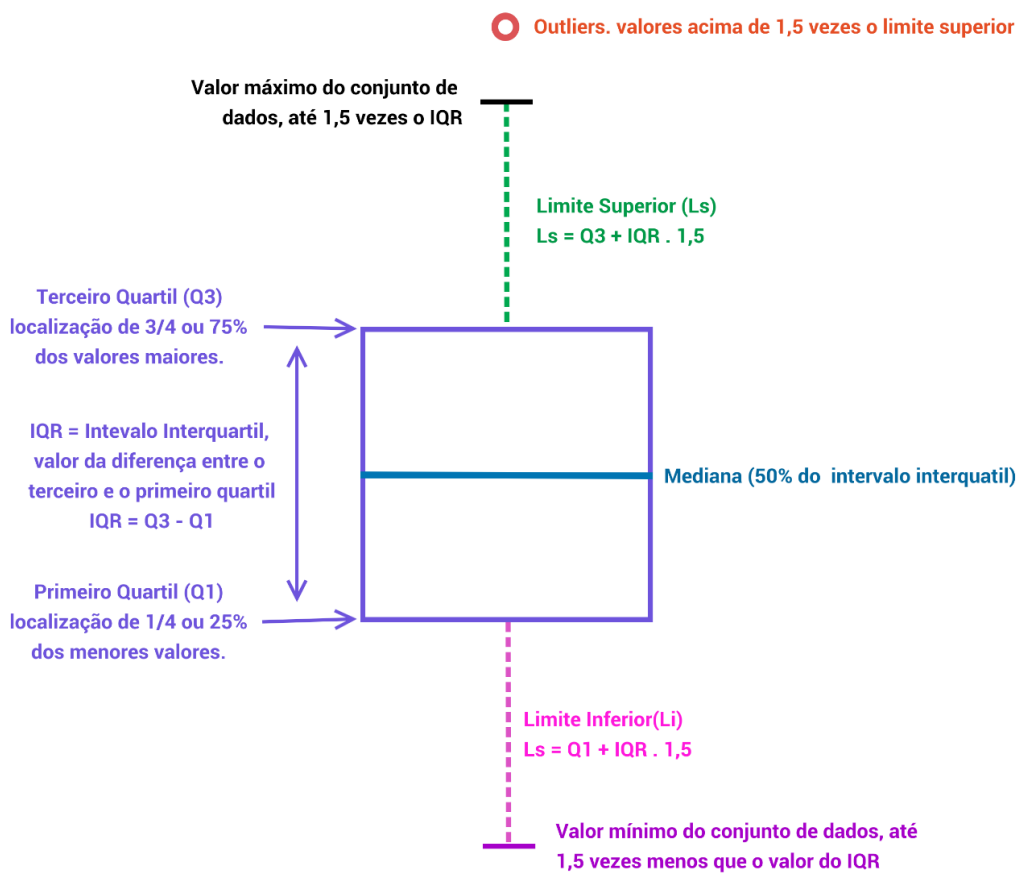
4.7.1 *Boxplot*

A forma mais convencional de demonstrar a distribuição de dose na literatura é em forma de gráfico Boxplot, sendo essa uma recomendação do *American College of Radiology* (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2024; NETO et al., 2017).

O boxplot é uma forma mais detalhada da análise da distribuição de frequência de uma determinada amostra, onde os dados são separados de acordo com seus valores em limite inferior e superior, primeiro e terceiro quartil, valor mediano da amostra e valores discrepantes, tanto superior quanto inferior (TRIOLA, 2008).

Os elementos desse gráfico são explicados detalhadamente na figura 28 e tabela 5.

Figura 28 – Elementos presentes no gráfico Boxplot.



Outliers, valores acima de 1,5 vezes o limite superior

Fonte: (RICO FREITAS, G. IPEN-CNEN, 2022)

Tabela 5 – Detalhando cada camada do gráfico boxplot.

Parâmetro	Explicação
Mínimo	Valor mínimo do conjunto de dados, até 1,5 vezes menos que o valor do IQR (definição abaixo)
Q₁	Valor correspondente ao primeiro quartil, onde se localiza 1/4 ou 25 % dos menores valores
Mediana	Mediana ou segundo quartil (Q ₂), local onde ocorre a divisão da metade superior (ou 50 %) da metade inferior da amostra
Q₃	Terceiro quartil, onde localiza-se 3/4 ou 75 % dos valores maiores
Máximo	Limite superior (tamanho ou extremidade do whisker) valor máximo do conjunto de dados, até 1,5 vezes o IQR, excluindo os outliers e/ou extremos
IQR	Intervalo interquartil, diferença entre o terceiro quartil e o primeiro quartil
Outlier Superior	Corresponde à valores acima de 1,5 vezes o limite superior
Outlier Inferior	Corresponde à valores abaixo de 1,5 vezes o limite inferior

Fonte: (NETO et al., 2017)

4.8 Relatório técnico

Ao final da análise e comparação dos resultados das doses de radiação, um relatório técnico é apresentado com sugestão de protocolos específicos para cada faixa etária dos pacientes pediátricos.

O objetivo de fornecer recomendações eficazes para a redução da dose de radiação em crianças. Uma faixa de dose apropriada para cada grupo etário foi desenvolvida, buscando proximidade com EDRL da União Europeia. No período da realização deste trabalho ainda não existe diretrizes de DRL no Brasil.

De acordo com GOSKE et al., (2008), a diminuição da corrente do tubo é uma maneira prática de diminuir a dose de radiação em exames de tomografia computadorizada. Reduzir a corrente do tubo em 50% resulta em uma redução equivalente de 50% na dose de radiação. Para este trabalho esse conceito foi

adotado e utilizado como setup do equipamento para aproximar as estimativas de dose proposta pela União Europeia. Após adquirir uma radiografia de projeção digital (topograma, scout) o volume de varredura foi definido manualmente. Foi realizado exame tomográfico padrão da cabeça. Para o scanner Philips MX16, a espessura da fatia foi escolhida de acordo com a rotina do hospital infantil 3mm (início: base do crânio, término vértice do crânio) com pitch 0,6713 e 120 kVp. A tabela 6 estão descrito demais parâmetros:

Tabela 6 – Detalhando ajustes de parâmetros comparativos com UE.

Grupos	CTDIvol (mGy); DLP total (mGy.cm)						
	European Guidelines CTDIvol 2018	European Guidelines DLP 2018	Valores deste trabalho CTDIvol Não otimizado	Valores deste trabalho CTDIvol Otimizado	Corrente Elétrica Otimizada (mAs)	Valores deste trabalho DLP Não otimizado	Valores deste trabalho DLP Otimizado
0 ≤ 12 meses	25	385	42,96	23,23	150	716,82	362,79
1 ≤ 6 anos	38	505	42,96	26,28	170	776,66	506,4
6 ≤ 12 anos	53	650	42,96	33,6	200	819,67	527,21
12 ≤ 18 anos	-	-	42,96	38,72	250	856,4	587,71

Fonte: Autora da dissertação.

4.9 Site

A metodologia empregada e os resultados desse trabalho foram divulgados em site próprio com o material disponível para download. Foi utilizada a ferramenta gratuita site123 contendo as informações junto de todas as fontes bibliográficas das imagens utilizadas para sua elaboração.

O site visa disponibilizar o conteúdo instrutivo para todos aqueles interessados em reproduzir este trabalho em suas instituições.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Descrição dos dados

A população é composta de 455 exames de crânio de pacientes de 0 a 18 anos, todos com apenas uma fase de aquisição helicoidal, de um equipamento multislice. A amostra foi dividida em 5 grupos etários de ambos os gêneros. A tabela 7 apresenta os resultados junto com o número de exames e percentual correspondente. A composição dos sexos masculino e feminino é apresentada na tabela 8. A figura 29 apresenta o gráfico da distribuição da amostra por gênero.

Tabela 7 - Distribuição da amostra por grupo etário

Grupo etário	N	%
0 a ≤ 3 meses	34	7,5
3 > meses até ≤ 1 ano	37	8,1
1 > a ≤ 6 anos	114	25,1
6 > a ≤ 12 anos	164	36,0
12 > a ≤ 18 anos	106	23,3
Total	455	100,0

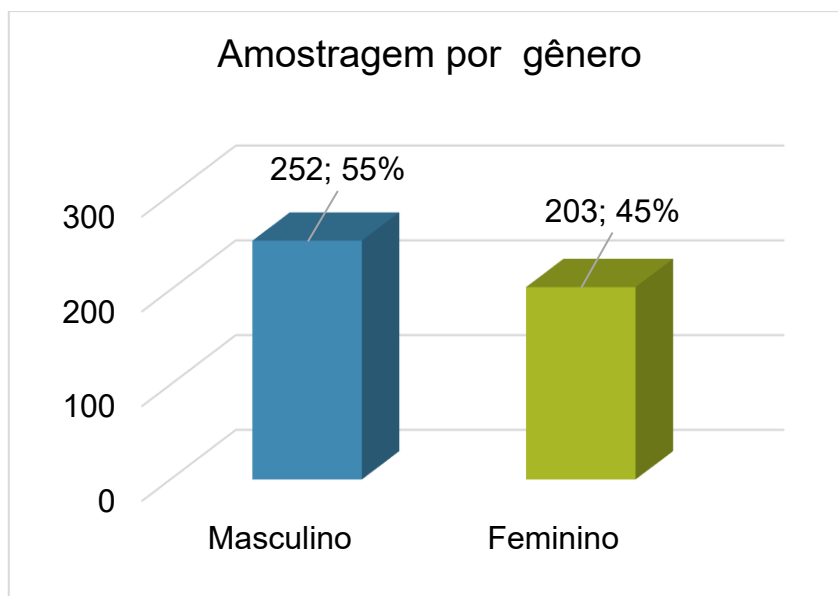
Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 8 - Descrição da composição por sexo dos grupos

Sexo	0 a ≤ 3 meses	3 > meses até ≤ 1 ano	1 > a ≤ 6 anos	6 > a ≤ 12 anos	12 > a ≤ 18 anos
Homem	17 (50%)	18 (48,6%)	73 (64%)	97 (59,1%)	47 (44,3%)
Mulher	17 (50%)	19 (51,4%)	41 (36%)	67 (40,9%)	59 (55,7%)

Fonte: Autora da dissertação.

Figura 29 - Gráfico de colunas, distribuição da amostra por gênero.



Fonte: Autora da dissertação.

5.2 Análise estatística

A tabela 9, apresenta a comparação por sexo do CTDI e DLP. Os resultados indicam que os sexos masculino e feminino recebem valores semelhantes de CTDI e DLP, não havendo diferença significativa entre os sexos para nenhuma das medidas avaliadas ($p > 0,05$).

Tabela 9 - Comparação por sexo de CTDI e DLP apresentados como mediana e quartis realizada pelo teste de Mann Whitney

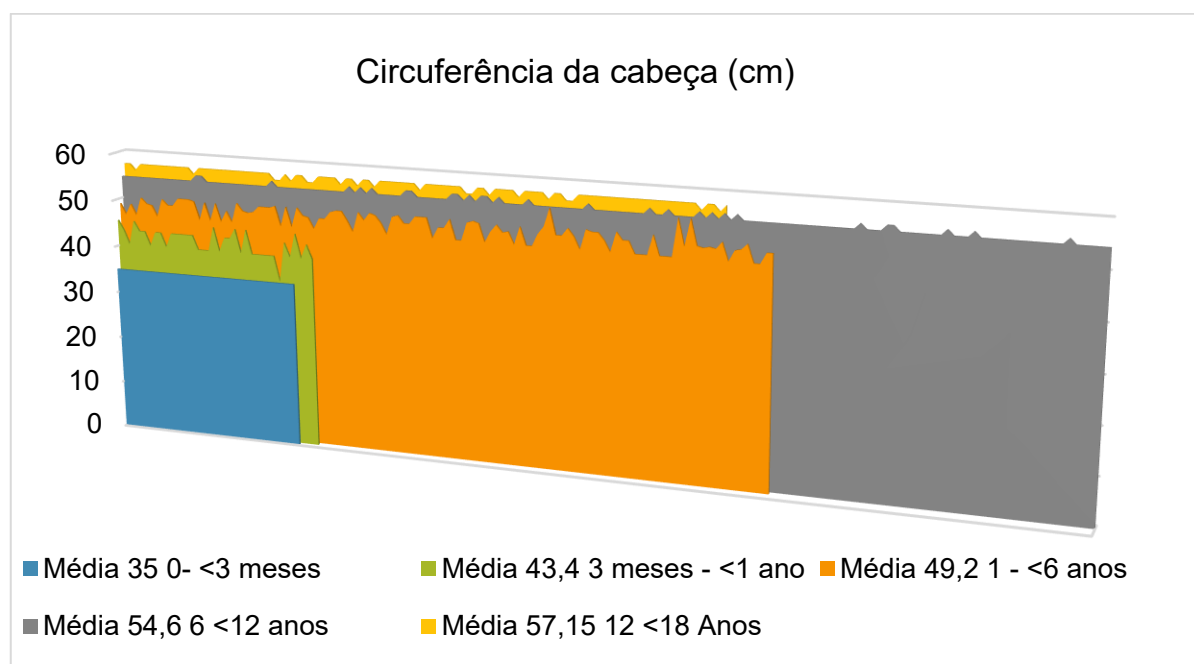
	Masculino	Feminino	valor p ($p > 0,05$).
CTDI (mGy)	43 (38,7 - 43)	43 (38,7 - 43)	0,905
DLP (mGy.cm)	810,7 (660,5 – 858)	806,4 (686,1 – 858)	0,689
DLP Total (mGy.cm)	811,2 (661,4 – 858,5)	807,5 (686,8 – 858,4)	0,707
Dose Efetiva (mSv)	3,43 (2,75 – 6,38)	3,33 (2,74 – 6,07)	0,241
DLP Scan (mGy.cm)	0,46 (0,42 – 0,46)	0,46 (0,42 – 0,46)	0,868

Fonte: Autora da dissertação.

Na figura 30, pode-se observar a média da circunferência cefálica dada em (cm), distribuída por grupos de acordo com a população do estudo (Centers for

Disease Control and Prevention, 2010). É possível observar que crianças $0 \leq 3$ meses, tem a menor média de 35 cm de diâmetro, seguida do grupo de $3 >$ meses ≤ 1 ano, com a média de 43,4 cm, os demais grupos como esperado, as médias é crescente. É relevante observar que o grupo de menor idade $0 \leq 3$ meses, com 35 cm, tem sua média cefálica 63,2% menor que o grupo $12 >$ a ≤ 18 anos, tem maior média 57,12 cm.

Figura 30 – Circunferência média encontrada por grupos do estudo



Fonte: Autora da dissertação.

Na Tabela 10, são apresentados os valores das variáveis por grupos reportados em forma de mediana e quartis, incluindo kV, mAs, $CTDI_{vol}$, DLP Scan, DLP Total, Dose Efetiva, Circunferência do crânio, obtidos para o protocolo de crânio em ambos os gêneros. As medidas cranianas foram obtidas correlacionando a faixa etária com a literatura Tabela 1, e as medidas de Dose Efetiva foram calculadas com a conversão (DLP \rightarrow Dose Efetiva) como descrito metodologia no item 4.6. Deve-se observar que o kV de valor 120 não teve variação.

Ressalta-se um aumento progressivo no DLP à medida que a faixa etária avança. O contrário é observado para dose efetiva, especificamente, os recém-nascidos mostram doses relativamente altas, enquanto os adolescentes recebem as doses baixas, com uma variação considerável entre os percentis.

Tabela 10 - Variáveis quantitativas do grupo

	Voltagem do Tubo (KV)	Corrente Elétrica (mAs)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy/cm)	DLP Scan (mGy/cm)	DLP TOTAL (mGy/cm)	Dose Efetiva (mSv)	Circunferência do crânio (cm)
0 a ≤ 3 meses								
N = 34								
Q1	120	250	38,66	523,21	0,79	523,96	5,76	35
Mediana	120	250	42,96	619,54	0,98	620,48	6,83	35
Q3	120	250	42,96	690,42	1,09	691,13	7,61	35
3 > meses até ≤ 1 ano								
N = 37								
Q1	120	250	38,66	649,30	0,87	650,33	8,46	40,4
Mediana	120	250	42,96	716,16	0,98	716,82	9,32	43,4
Q3	120	250	43,00	787,07	1,09	788,16	10,26	43,4
1 > a ≤ 6 anos								
N = 114								
Q1	120	250	38,14	665,37	0,42	660,18	4,89	46,6
Mediana	120	250	42,96	776,23	0,46	776,66	6,10	49,2
Q3	120	250	42,97	857,94	0,66	858,42	7,18	50,4
6 > a ≤ 12 anos								
N = 164								
Q1	120	250	38,66	730,29	0,42	730,71	2,62	54,6
Mediana	120	250	42,96	819,21	0,46	819,67	3,05	54,6
Q3	120	250	42,97	858,01	0,46	858,47	3,40	54,6
12 > a ≤ 18 anos								
N = 106								
Q1	120	250	42,96	805,38	0,42	805,84	2,14	57,15
Mediana	120	250	42,96	855,95	0,45	856,40	2,69	57,15
Q3	120	350	54,09	977,57	0,46	977,99	2,90	57,15

Fonte: Autora da dissertação.

Na tabela 11 a análise revelou que não existe uma correlação significativa entre a corrente elétrica e a circunferência da cabeça ($p = 0,054$). No entanto, os resultados demonstram uma forte correlação positiva entre a dose DLP e a corrente elétrica ($\rho = 0,809$; $p = 0,000$), bem como entre o CTDI e a corrente elétrica ($\rho = 0,844$; $p = 0,000$). Esses achados indicam que o contrário, quanto maior a dose DLP ou o CTDI, maior é a corrente elétrica aplicada. Além disso, a análise também revelou uma associação positiva entre a dose DLP total e a corrente elétrica ($\rho = 0,809$; $p = 0,000$), entre a dose efetiva e a corrente elétrica ($\rho = 0,306$; $p = 0,000$), e entre o DLP scan e a corrente elétrica ($\rho = 0,192$; $p = 0,000$). Esses resultados sugerem que, em geral, medidas de exposição à radiação mais elevadas estão associadas a uma corrente elétrica mais alta durante o procedimento, conforme esperado.

Tabela 11 - Correlação de Spearman para corrente elétrica (mAs)

		Circunferência cabeça (cm)	DLP (mGy.c)	CTDI (mGy)	DLP Total (mGy.cm)	Dose efetiva (mSv)	DLP scan (mGy.cm)
Corrente elétrica (mAs)	Rho	0,090	0,809	0,844	0,809	0,306	0,192
	valor p	0,054	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

Fonte: Autora da dissertação.

A circunferência de cabeça se correlacionou positivamente com DLP e DLP total (aumento de um associado ao aumento da outra variável), mostrado na tabela 12. Com a dose efetiva e DLP scan, a correlação foi negativa, ou seja, quanto maior a circunferência, menor a dose efetiva e menor o DLP scan. Não existe correlação significativa entre tamanho da cabeça e CTDI ($\rho = 0,082$, $p = 0,079$).

Tabela 12 - Correlação de Spearman Circunferência da cabeça

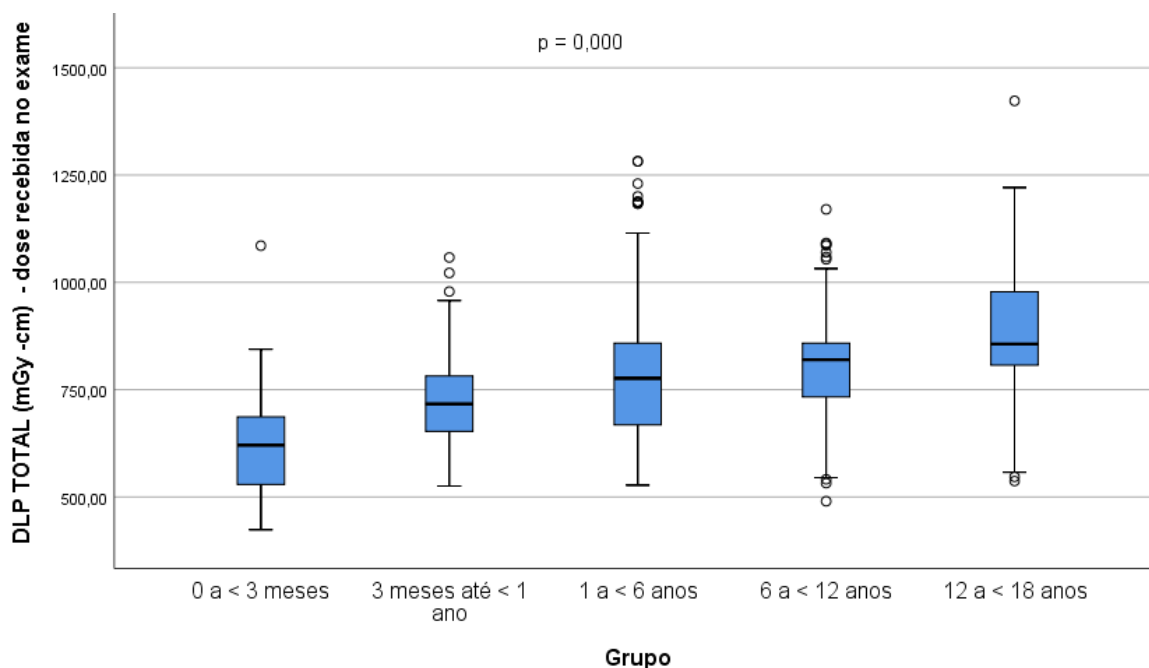
		CTDI (mGy)	DLP (mGy.cm)	Dose efetiva(mSv)	DLP Total (mGy.cm)	DLP scan (mGy.cm)
Circunferência da cabeça	Rho	0,082	0,348	-0,827	0,344	-0,418
	valor p	0,079	0,000	0,000	0,000	0,000

Fonte: Autora da dissertação.

5.3 Boxplot

O gráfico boxplot utilizado para analisar os dados evidenciando os outliers. A figura 31 apresenta o *Boxplot* demonstra a distribuição da dose.

Figura 31 -Gráfico *Boxplot* demonstra a distribuição da dose que os pacientes pediátricos foram expostos durante a realização de exames de TC de Crânio.



Fonte: Autora da dissertação.

O gráfico mostra variações crescentes do DLP entre as faixas etárias. A mediana do DLP aumenta conforme aumenta a idade, dado que justifica, devido o tamanho da cabeça aumentar resultando em comprimentos de varredura maiores. Os círculos representam os outliers, ou seja, valores que estão significativamente fora dessa faixa. Observa-se que há outliers em todos as faixas etárias, e uma quantidade considerável de outliers nos grupos de idade mais avançada. O teste estatístico realizado evidenciou uma diferença significativa entre as doses administradas nos diferentes grupos ($p = 0,000$). No entanto, notavelmente, apenas os grupos de 3 meses a 1 ano e de 1 a 6 anos não exibiram diferenças estatísticas, culminando na formação de um grupo único. Os resultados mostram variações crescentes do DLP total entre as faixas etárias. A tabela 13 compara os resultados deste trabalho com os valores de DLP total aceitos na União Europeia (UE) (EUROPEAN UNION, 2018).

Tabela 13 - Comparação dos resultados de DLP total.

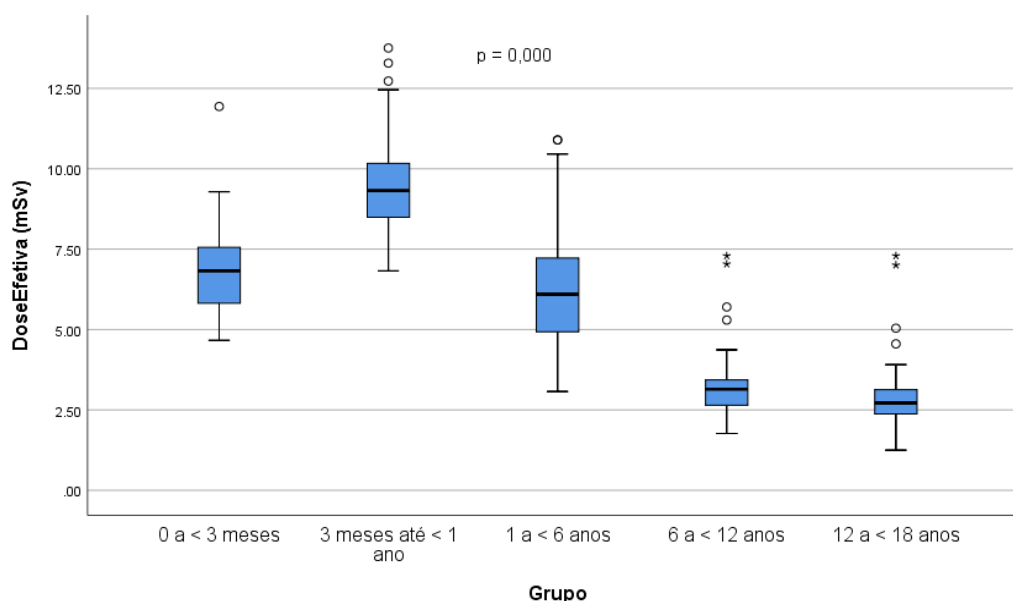
Grupos	DLP total (mGy.cm)		
	European Guidelines, 2018	Valores deste trabalho	% de diferença
0 a ≤ 3 meses	300	620,48	51,65
3 > meses até ≤ 1 ano	385	716,82	46,29
1 > a ≤ 6 anos	505	776,66	34,98
6 > anos	650	~838,03	22,44

Fonte: Autora da dissertação.

Os dados indicam que as doses de radiação analisadas nesse trabalho são consistentemente superiores às diretrizes recomendadas pela UE para todas as faixas etárias. Isso sugere a necessidade de revisar os protocolos de dose utilizados para alinhá-los melhor com as diretrizes estabelecidas, a fim de reduzir a exposição à radiação em pacientes pediátricos. Deve-se atentar que as diferenças são mais pronunciadas em pacientes mais jovens, já que estes são mais radiosensíveis.

A figura 32 apresenta os dados transformados em dose efetiva pela metodologia apresentada no item 4.6.

Figura 32 - Dose efetiva por grupo etário.



Fonte: Autora da dissertação.

O gráfico mostra a variação da Dose Efetiva varia entre os grupos etários. O grupo de menor faixa etária 0 a <3 meses, 3 meses até <1 ano, recebem a maior

dose efetiva, seguido do grupo de 1 a <6 anos, enquanto os grupos de 6 a <12 anos e 12 a <18 anos têm as medianas mais baixas, indicando receber menor dose efetiva. Isso ocorre porque a radiosensibilidade deste grupo é diferente dos grupos de menor faixa etária, pois crianças de menor idade são mais sensíveis à radiação ionizante. Portanto, mesmo com exposições semelhantes de radiação, a dose efetiva pode ser maior em pacientes mais jovens. A diferença entre os grupos é estatisticamente significativa, indicando que a idade influencia a dose efetiva recebida pelos pacientes. A dose efetiva apresentou diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos ($p = 0,000$). A maior dose foi administrada no grupo de 3 > meses até ≤ 1 ano, seguido pelos grupos de 0 a ≤ 3 meses, 1 > a ≤ 6 anos, 6 > a ≤ 12 anos, e o grupo de 12 > a ≤ 18 anos recebeu a menor dose. Embora fosse esperado que pacientes com circunferência encefálica maiores recebessem doses mais altas, o contrário foi observado. Esse resultado reforça a necessidade de otimização dos protocolos clínicos.

5.4 Comparação de dados

5.4.1 CTDI_{vol} e DLP

A tabela 14 apresenta os valores de CTDI_{vol}, em (mGy) para diferentes faixas etárias, comparando estudo relevantes como as diretrizes europeias de 2018, as diretrizes do Reino Unido de 2014 e o levantamento da AIEA de VASSILEVA et al. 2014.

Tabela 14 - Resultados comparativos de CTDI_{vol}.

Grupos	CTDI _{vol} (mGy)				
	European Guidelines (2018)	Vassileva et al. (2015)	Reino Unido (2014)	Valores deste trabalho (Não otimizado)	Valores deste trabalho (Otimizado)
0 a ≤ 3 meses	25	26	25	38,66	23,43
3 > meses até ≤ 1 ano	25	26	25	38,66	26,28
1 > a ≤ 6 anos	38	43	40	38,66	26,28
6 > a ≤ 12 anos	53	53	60	38,66	30,85
12 > a ≤ 18 anos	–	53	–	54,10	38,72

Fonte: Autora da Dissertação.

Os dados mostram que os valores de CTDIvol antes da otimização eram frequentemente mais altos do que os valores de referência, especialmente para os grupos mais jovens. Após a otimização, os valores de dose foram significativamente reduzidos em todas as faixas etárias, ficando próximos aos valores de referência estabelecidos por diretrizes internacionais e estudos anteriores. Isso demonstra a eficácia das medidas de otimização implementadas neste trabalho para reduzir a dose de radiação, melhorando a segurança e minimizando o risco para o risco de efeitos adversos a longo prazo.

A tabela 15 apresenta os valores de DLP em (mGy.cm) para diferentes faixas etárias, comparando estudo anteriores relevantes e valores obtidos neste trabalho com a proposta de otimização.

Tabela 15 - Resultados comparativos de DLP.

Grupos	DLP total (mGy.cm)				
	European Guidelines (2018)	Vassileva et al. (2015)	Reino Unido (2014)	Valores deste trabalho (Não otimizado)	Valores deste trabalho (Otimizado)
0 a ≤ 3 meses	300	440	350	620,48	351,72
3 > meses até ≤ 1 ano	385	440	350	716,82	362,79
1 > a ≤ 6 anos	505	540	650	776,66	506,4
6 > a ≤ 12 anos	650	690	860	819,67	527,21
12 > a ≤ 18 anos	—	840	—	856,4	587,71

Fonte: Autora da Dissertação

Para a faixa etária de 0 a ≤ 3 meses, os valores de DLP não otimizados (620,48 mGy.cm) são significativamente mais altos em comparação com as diretrizes europeias (300 mGy.cm), Vassileva et al. (2015), (440 mGy.cm) e Reino Unido (2014) (350 mGy.cm). Após a otimização, o valor de DLP (351,72mGy.cm) poderá se aproximar mais dos valores recomendados, especialmente das diretrizes europeias e do Reino Unido.

Na faixa de 3 > meses até ≤ 1 ano, os dados não otimizados (716,82 mGy.cm) são novamente bem superiores aos valores de referência. A otimização

poderá trazer o valor para 362,79 mGy.cm, abaixo dos valores das diretrizes europeias e Vassileva et al. (2015) e próximo do Reino Unido e melhorando a segurança do paciente.

Para a faixa etária de $1 > a \leq 6$ anos, os valores não otimizados (776,66 mGy.cm) estão acima de todos os valores de referência, enquanto os valores otimizados (506,4 mGy.cm) tem proximidade aos das diretrizes europeias (505 mGy.cm) e abaixo do Reino Unido (650 mGy.cm). Isso indica uma redução significativa e eficaz na dose de radiação, aproximando-se dos valores recomendados.

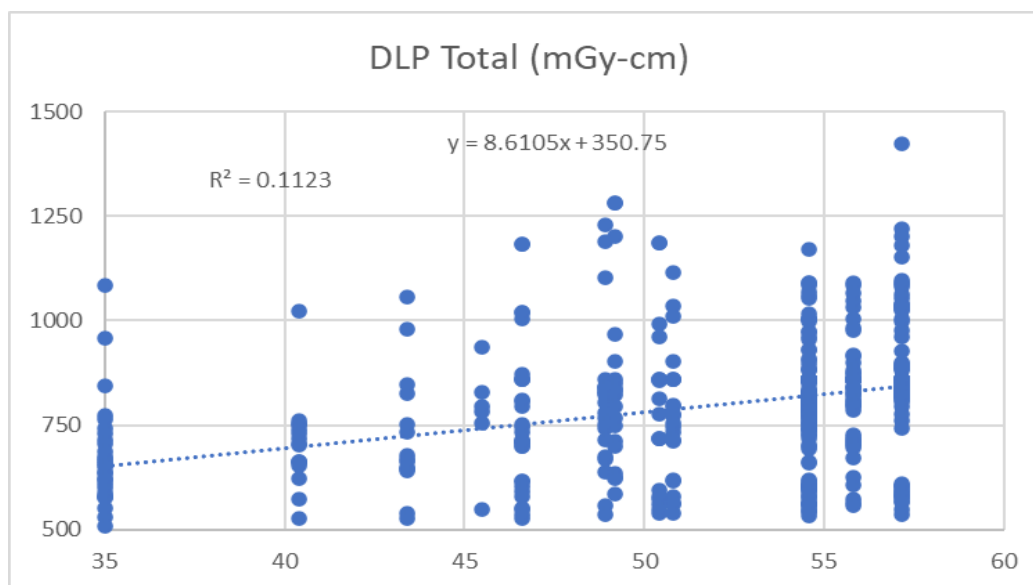
Na faixa etária de $6 > a \leq 12$ anos, os valores não otimizados (819,67 mGy.cm) são superiores às diretrizes europeias (650 mGy.cm) e de Vassileva et al. (2015), (690 mGy.cm), mas menores que os valores do Reino Unido (860 mGy.cm). A otimização poderá reduzir os valores para 527,21 mGy.cm, abaixo das diretrizes europeias, demonstrando uma melhoria significativa na dose administrada.

Para a faixa etária de $12 > a \leq 18$ anos, os valores não otimizados (856,4 mGy.cm) são ligeiramente superiores aos de Vassileva et al. (2015) (840 mGy.cm). A otimização poderá reduzir os valores para 587,71 mGy.cm, melhoria significativa na dose administrada, aprimorando a segurança e minimizando os riscos a longo prazo.

5.4.2 Regressão

A figura 33, mostra a regressão simples aplicada para avaliar a influência da circunferência da cabeça na dose total e na dose efetiva.

Figura 33 - Gráfico relacionando DLP total e circunferência



Fonte: Autora da dissertação.

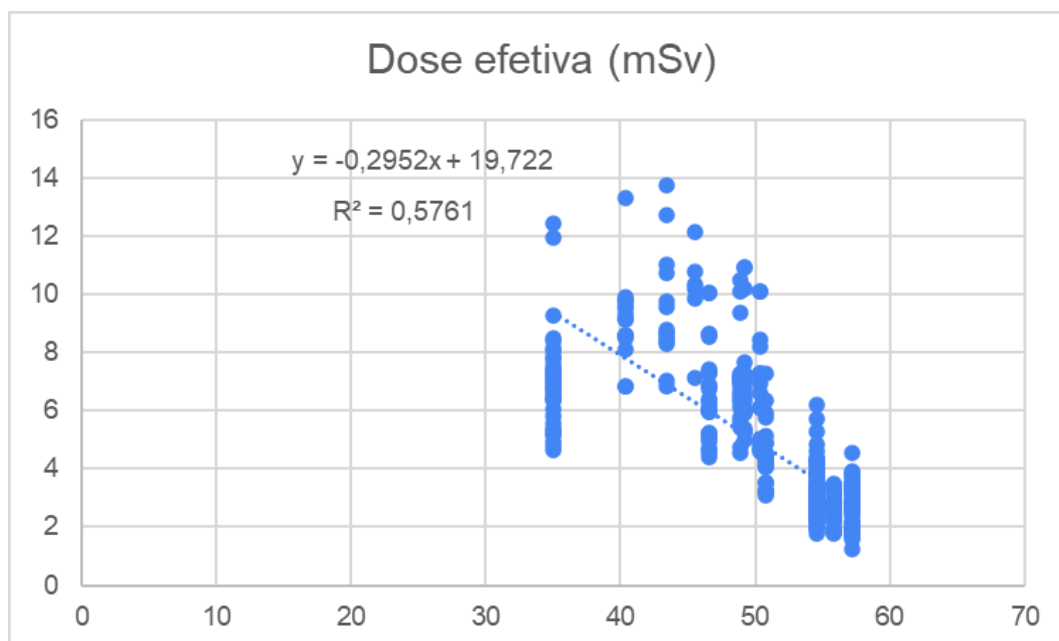
Neste gráfico que o eixo X, representa a circunferência da cabeça do paciente, medida em centímetros e o eixo Y representa o DLP total, medido em mGy.cm. A equação da reta obtida por regressão linear foi $y=8.6105x+350.75$ significando que para cada aumento de 1 cm na circunferência, o DLP total aumenta, em média, 8.6105 unidades. O coeficiente de determinação (R^2) indica a proporção da variação no DLP total que pode ser explicada pela circunferência. Um R^2 de 0.1123 indica que apenas 11.23% da variação no DLP total é explicada pela variação na circunferência.

Isto sugere que, embora exista uma relação significativa ($p = 0.000$) entre a circunferência e o DLP total, a circunferência não é o único fator influente. Outros fatores que não estão incluídos no modelo podem estar influenciando o DLP total.

O gráfico mostra uma tendência ascendente, indicando que à medida que a circunferência aumenta, o DLP total também tende a aumentar. Apesar de a relação ser estatisticamente significativa, o baixo R^2 indica que a circunferência explica apenas uma pequena parte da variação no DLP total.

A figura 34 é regressão simples, para avaliar a influência da circunferência da cabeça e na dose efetiva. Essa análise possibilita identificar qual o tamanho da dose a partir da circunferência da cabeça.

Figura 34 - Gráfico relacionando Dose Efetiva e circunferência cefálica.



Fonte: Autora da dissertação.

Neste gráfico que o eixo X representa a circunferência em centímetros e o eixo Y, representa a dose efetiva em mSv. A equação da reta de obtida por regressão linear foi $y = -0.2952x + 19.722$. Isso significa que para cada aumento de 1 cm na circunferência, a dose efetiva diminui, em média, 0.2952 unidades.

O coeficiente de determinação (R^2) indica que 57.61% da variação na dose efetiva pode ser explicada pela circunferência. Um R^2 de 0.5761 é relativamente alto, sugerindo que a circunferência é um bom preditor da dose efetiva nesta amostra.

O gráfico mostra uma tendência descendente, indicando que à medida que a circunferência aumenta, a dose efetiva tende a diminuir. A relação é estatisticamente significativa e o R^2 de 0.5761 indica que a circunferência explica uma boa parte da variação na dose efetiva. Isso sugere que a circunferência é um fator importante na determinação da dose efetiva.

5.5 Relatório técnico

A seguir é apresentado o relatório técnico que compila os resultados deste trabalho.

Relatório Técnico sobre Dose de Radiação em Tomografia Computadorizada de Crânio Pediátrica (2020-2022)

Elaborado por: Tecnóloga em radiologia Angélica Rabelo de Castro Santos

Departamento: Diagnóstico por Imagem - Tomografia Computadorizada

1. Introdução

A TC de Crânio é solicitada com frequência para pacientes pediátricos, sendo utilizada no rastreamento de traumatismo crânio encefálico (TCE), pesquisa de tumores, malformação óssea, hidrocefalia, crises convulsivas, pacientes com espectro autista, entre outras hipóteses diagnósticas (OLIVEIRA, B.M. 2013). As dimensões e características biológicas dos pacientes pediátricos diferem significativamente das dos adultos, pois os tecidos biológicos das crianças estão em constante multiplicação celular. A contribuição relativa da TC, em pacientes adultos e pediátricos, para dose de radiação tem aumentado proporcionalmente em todo o mundo. (UNSCEAR, 2022). A dose efetiva dos pacientes pediátricos sempre é motivo de preocupação. (NATIONAL CANCER INSTITUTE, 2019). Estudos concluem que existe uma probabilidade de indução de câncer de 1 em 1.000 para uma exposição de 10 mSv. Nas crianças ainda é mais crítico, dado que a ocorrência de câncer tem mais tempo para se manifestar (NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 1990).

A Sociedade de Radiologia Pediátrica em conjunto com treze membros (sociedades médicas líderes, agências e grupos reguladores) lançou a campanha Image Gently– reconhecida mundialmente e presente nos cinco continentes. No Brasil foi lançada em 12 de outubro, Dia das Crianças, durante o 47º Congresso Brasileiro de Radiologia, que aconteceu no Rio de Janeiro. O objetivo é melhorar a segurança na realização de exames de imagem em pediatria (GOSKE, M. J. et al., 2008).

Otimizar os procedimentos, melhorar protocolos são requisitos de proteção radiológica que atendem o princípio ALARA (tão baixo quanto razoavelmente exequível), manter boas práticas torna-se indispensável em hospitais e clínicas diagnósticas (SOCIETY FOR PEDIATRIC RADIOLOGY, 2001. UNSCEAR, 2022). Para ajudar na otimização da dose, os Níveis de Referência de Diagnóstico (DRLs) foram introduzidos. Embora no Brasil não existam DRLs nacionais, Diretrizes Europeias sobre níveis de referência de diagnóstico por imagem pediátrica recomendam DRLs de acordo com peso e/ou faixa etária para exames de cabeça (European Guidelines, 2018).

Este relatório é resultado de uma análise da dose de radiação em tomografias computadorizadas (TC) de crânio pediátrico realizadas no triênio 2020 – 2022. O objetivo

principal é analisar e comparar os resultados da dose empregada com a literatura existente, além de fornecer recomendações para a redução da dose de radiação pediátrica.

Os resultados de doses de radiação para TC de crânio mudam linearmente com a idade da criança. Apesar do CTDIvol e DLP (descritores de dose utilizados em TC) serem menores para os pacientes pediátricos, a dose efetiva variou significativamente entre os grupos ($p = 0,000$), sendo maior no grupo de 3 meses a 1 ano, seguido por 0 a 3 meses, 1 a 6 anos, 6 a 12 anos, e menor no grupo de 12 a 18 anos. Contrariando expectativas, pacientes com circunferência encefálica maior receberam doses menores. Os resultados obtidos apresentaram DLP maior em todos os grupos etários em comparação com os DLPs Internacionais. Esse resultado reforça a necessidade de otimização dos protocolos clínicos.

2. Metodologia

2.1 Coleta de Dados

O presente trabalho utiliza uma metodologia de extração de dados semelhante a metodologia descrita por KHARITA et al., (2020). As informações são de cunho retrospectivo, sendo coletadas as doses de crianças que realizaram a TC crânio com faixa etária de 0 a \leq 18 anos, no triênio de 2020 - 2022. Foram admitidos exames em fase única e do tipo helicoidal realizadas a partir do scanner Philips Mx16EVO2, equipamento multislice 16 canais. Os dados coletados a partir do relatório de dose DICOM- Structured Report (DICOM-SR).

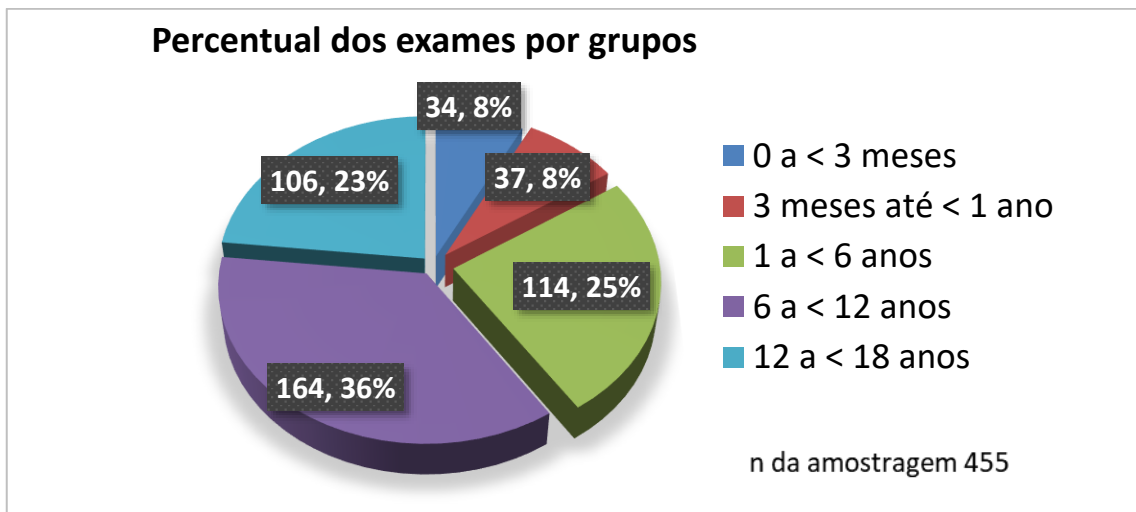
Esse trabalho teve a aprovação da direção do Hospital Infantil Candido Fontoura (HICF) e do comitê de ética da Secretaria Municipal da Saúde de São Paulo (SMS/SP). A necessidade do termo de consentimento livre e esclarecido foi dispensada. O número de aprovação obtido pela Plataforma Brasil foi CAAE: 70999523.2.0000.0086.

O levantamento dos dados se deu através do Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (PACS) e Sistema de Informação Radiologia (RIS) do Hospital Infantil. A coleta obteve os seguintes dados demográficos: Gênero, data de nascimento, idade, data do exame, parâmetros técnicos de aquisição, tensão do tubo (kVp), produto corrente tempo (mAs), Índice de Dose de TC volumérico (CTDIvol), dado em (mGy) e Dose Comprimento Produto (DLP), dada em (mGy.cm). A média da circunferência cefálica dada em cm foi obtida com dados da literatura (Centers for Disease Control and Prevention, 2010). Para realizar o cálculo da dose efetiva, foi utilizado o método descrito pela associação Americana de Física Médica (AAPM, 2008, MCCOLLOUGH CH, et al., 2000). O número da amostragem foi de 455 e o percentual de exames por grupo é mostrado na figura 1. Os dados coletados, foram inseridos em planilhas padrão do Excel e divididos em grupos etários correlacionando o tamanho da cabeça com as demais variáveis.

2.2 Análise dos Dados

- As variáveis coletadas são quantitativas, apresentadas em forma de mediana e quartis.
- Os parâmetros de dose DLP e dose efetiva foram calculados e analisados de acordo com os descritores padrão. Todas as análises foram feitas no software IBM SPSS versão 25 com significância de 5%.
- Os resultados foram comparados com os valores encontrados na literatura científica atual para avaliar conformidade, correlacionar os resultados e identificar padrões e ou discrepâncias.
- A figura 1 mostra a quantidade de pacientes dividida por grupo etário.

Figura 1- Divisão dos grupos etários, número e percentual entre os grupos.



3. Resultados

3.1 Tabela de Resultados Comparativos de DLP

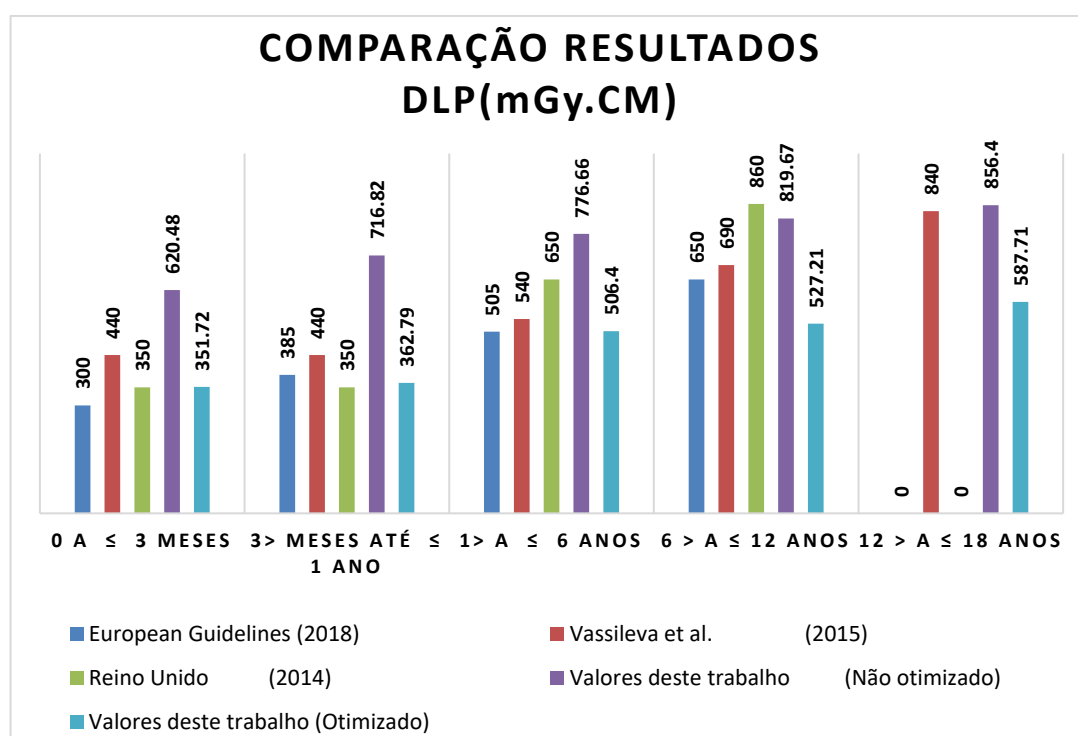
A tabela 1 apresenta os resultados comparativos de DLP (Dose Length Product) para diferentes faixas etárias, com base em diretrizes Internacionais e estudos anteriores, bem como os valores obtidos neste trabalho, tanto para condições não otimizadas quanto otimizadas:

Tabela 1 - Resultados comparativos de DLP.

Grupos	DLP total (mGy.cm)				
	European Guidelines (2018)	Vassileva et al. (2015)	Reino Unido (2014)	Valores deste trabalho (Não otimizado)	Valores deste trabalho (Otimizado)
0 a ≤ 3 meses	300	440	350	620,48	351,72
3 meses a ≤ 1 ano	385	440	350	716,82	362,79
1 ano a ≤ 6 anos	505	540	650	776,66	506,4
6 anos a ≤ 12 anos	650	690	860	819,67	527,21
12 anos a ≤ 18 anos	-	840	-	856,4	587,71

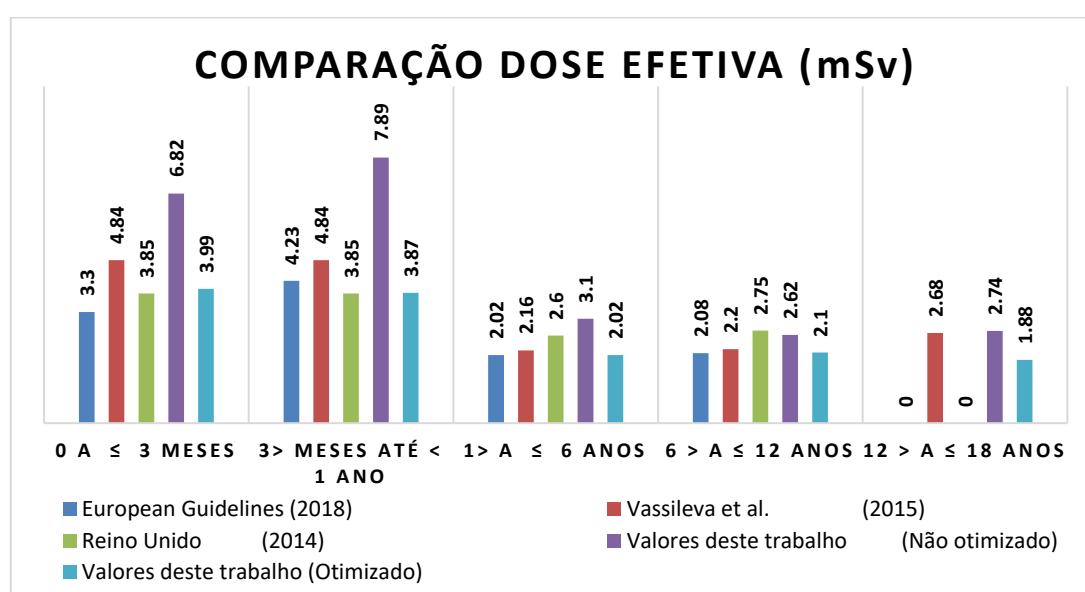
Os resultados deste estudo foram comparados com os do European Guidelines (2018), Vassileva et al. (2015) e Reino Unido (2014). O trabalho de Vassileva et al. (2015) foi realizado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) sendo o maior levantamento internacional de dose em tomografia computadorizada pediátrica realizado até a atualidade, tendo um total de 6115 exames analisados. Todos os resultados obtidos nessa pesquisa foram consistentemente superiores, para todas as faixas etárias, ao serem comparados com os trabalhos. A figura 2 apresenta os dados de DLP deste estudo e demais autores.

Figura 2- Gráfico de dose DLP por faixa etária.



A comparação dos valores de DLP obtidos por diferentes autores com os valores deste estudo, nas condições não otimizadas, revela números que excedem as diretrizes em todas as faixas etárias. Foram observadas algumas discrepâncias, especialmente nas faixas etárias de pacientes mais jovens, com valores superiores aos recomendados, destacando a necessidade de ajustes. A otimização dos protocolos resultou em uma redução significativa nos valores de DLP e, conseqüentemente, na Dose Efetiva. A Figura 3 apresenta os dados de dose convertidos em Dose Efetiva.

Figura 3 - Conversão de DLP, em Dose efetiva



A dose efetiva apresentou diferenças estaticamente significativas entre todos os grupos ($p = 0,000$). A maior dose foi administrada no grupo de 3 > meses até ≤ 1 ano, seguido pelos grupos de 0 a ≤ 3 meses, 1 > a ≤ 6 anos, 6 > a ≤ 12 anos. Embora nem todos autores tenham estudado essa faixa etária, o grupo de 12 > a ≤ 18 anos recebeu a menor dose. Embora fosse esperado que pacientes com circunferência encefálica maiores recebessem doses mais altas, o contrário foi observado. Quanto maior a circunferência, menor a dose efetiva. Isso porque a dose efetiva leva em conta a sensibilidade dos diferentes tecidos à radiação, que varia com a idade. Tecidos infantis são geralmente mais sensíveis à radiação do que os de adultos. Portanto, mesmo com doses semelhantes de radiação, a dose efetiva pode ser maior em pacientes mais jovens.

Os resultados indicam que é importante formular protocolos específicos para pacientes pediátricos. Embora os valores de DLP tenham sido significativamente reduzidos com a otimização dos protocolos, ainda há necessidade de testes com objetos simuladores de qualidade, para melhorias e para alinhar com as diretrizes internacionais.

4. Recomendações

4.1 Otimização dos Protocolos de Aquisição

Recomenda-se reduzir a dose de radiação implementando técnicas de otimização, como a redução de parâmetros de exposição corrente (mAs), e o uso de técnicas de modulação de dose, quando possível. As tabelas a seguir apresentam a sugestão dos protocolos a serem avaliados. Esses valores de protocolo foram obtidos no próprio equipamento com o objetivo de se atingir os parâmetros apresentados nos valores do trabalho EUROPEAN GUIDELINES (2018).

Tabela 2- Apresentação do protocolo de crânio (0 a ≤12 meses).

<i>Parâmetros do protocolo</i>	<i>Crânio/ Infantil (0 a ≤12 meses)</i>
Tensão do Tubo (KVp)	120
Produto corrente Tempo (mAs)	150
Pitch	0,6713
N x T (mm)	16 x 0,625
Colimação (mm)	40
Comprimento de Varredura (mm)	200
CTDIvol (mGy)	23,43
DLP (mGy.cm)	362,79
Varredura - Base do crânio até o vértice	

Tabela 3 - Apresentação do protocolo de crânio (1>a ≤ 6 anos).

<i>Parâmetros do protocolo</i>	<i>Crânio/ Infantil (1>a ≤ 6 anos)</i>
Tensão do Tubo (KVp)	120
Produto corrente Tempo (mAs)	170
Pitch	0,6713
N x T (mm)	16 x 0,625
Colimação (mm)	40
Comprimento de Varredura (mm)	200
CTDIvol (mGy)	26,28
DLP (mGy.cm)	506,4
Varredura - Base do crânio até o vértice	

Tabela 4 - Apresentação do protocolo de crânio ($6 > a \leq 12$ anos).

<i>Parâmetros do protocolo</i>	<i>Crânio/ Infantil ($6 > a \leq 12$ anos)</i>
Tensão do Tubo (KVp)	120
Produto corrente Tempo (mAs)	200
Pitch	0,6713
N x T (mm)	16 x 0,625
Colimação (mm)	40
Comprimento de Varredura (mm)	230
CTDIvol (mGy)	33,6
DLP (mGy*cm)	527,21
Varredura - Base do crânio até o vértice	

Tabela 5- Apresentação do protocolo de crânio ($12 > a \leq 18$ anos).

<i>Parâmetros do protocolo</i>	<i>Crânio/ Infantil ($12 > a \leq 18$ anos)</i>
Tensão do Tubo (KVp)	120
Produto corrente Tempo (mAs)	250
Pitch	0,6713
N x T (mm)	16 x 0,625
Colimação (mm)	40
Comprimento de Varredura (mm)	240
CTDIvol (mGy)	38,72
DLP (mGy*cm)	587,71
Varredura - Base do crânio até o vértice	

Referências Bibliográficas

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE (AAPM). AAPM Report N°96. **The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT**. CollegePark: American Association of Physicists in Medicine, One Physics Ellipse, 2008. Disponível em: <https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf> Acesso em: 03 jan. 2024.

European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging; n.185; Radiation Protection No 185 - European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging. Disponível em: <euosafeimaging.org>. Acesso em: 3 abril 2024.

GOSKE, M. J. et al., *Jornal Americano de Roentgenologic (AJR)* 2008 190:2, 273-274 **The Image Gently Campaign: Working Together to Change Practice** Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging. Disponível em: <www.imagegently.org Updated 2011>. Acesso em: 18 feb. 2024.

KHARITA, H. al et., **Relation between age and CT radiation doses: Dose trends in 705 pediatric head CT**. *European Journal of Radiology* 2020 Set;130:109138. DOI: 10.1016/j.ejrad.2020.109138. Epub 2020 21 jun. PMID: 32619755. Disponível em: <mefomp.com>. Acesso 28 Mar. 2024.

McCullough CH, et al. **Calculation of effective dose, 2000**. *Med Phys* 2000; 27: 828 837. doi:10.1118/1.598948. PMID:10841384. Disponível em: <<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com>>. Acesso em: 19 abril, 2024.

NATIONAL CANCER INSTITUTE, **Radiation Risks and Pediatric Computed Tomography (CT): A Guide for Health Care Providers**. Preston White Drive Reston, Virginia 2019. Disponível em: <[Riscos de Radiação e Tomografia Computadorizada Pediátrica - NCI \(cancer.gov\)](http://Riscos de Radiação e Tomografia Computadorizada Pediátrica - NCI (cancer.gov))>. Acesso em: 19 jun, 2024.

NATIONAL RESEARCH COUNCIL (US) Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations. (BEIR V), 1990 **Health Effects off Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation**. Washington, D, C. National Academies Press. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK218703/>>. Acesso em: 10 jan, 2024.

National survey of Doses from Computed tomography (CT) examinations in the UK- 2011, review. Public Health England Report PHE-CRCE-013. 2014. Disponível em: < [Computed tomography \(CT\): national patient dose audits - GOV.UK \(www.gov.uk\)](https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/281212/phe-crce-013-national-patient-dose-audits-2011-review.pdf)>. Acesso em: 10 jun 2024.

OLIVEIRA, B.M. **Reduzir a dose de radiação em crianças que realizaram tomografia computadorizada de crânio não traz prejuízo ao diagnóstico, motiva à educação permanente e promove campanha de radioproteção.** Sorocaba, SP: 72 fls., 2013 (Tese Mestrado Profissional) Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, Faculdade de Ciências Médicas da Saúde. Disponível em: <https://repositorio.pucsp.br/handle/handle/9476#:~:text=https%3A/repositorio.pucsp.br/jspui/handle/handle/9476>>. Acesso em: 26 mar, 2024.

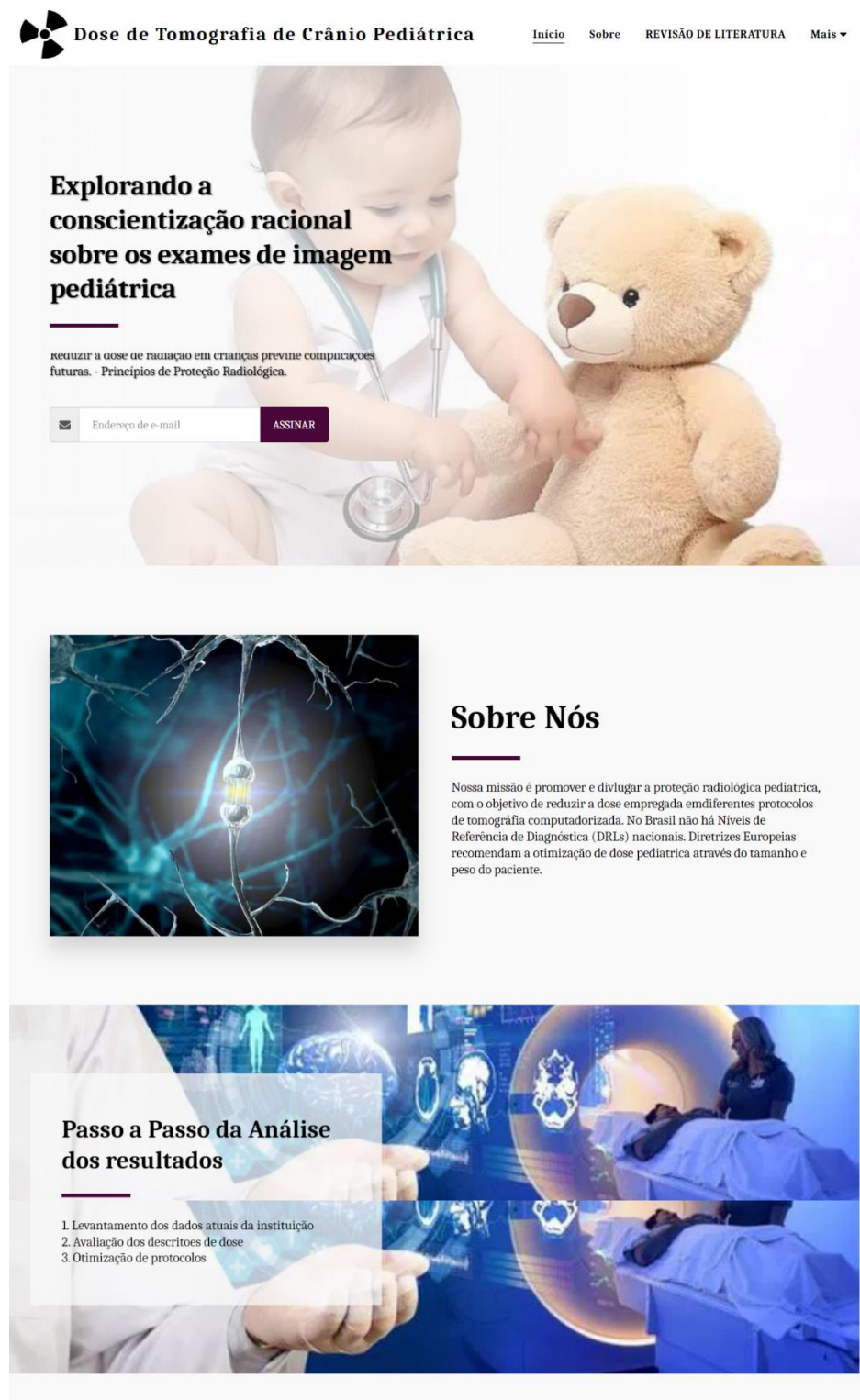
SOCIETY FOR PEDIATRIC RADIOLOGY, **The ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric CT: intelligent dose reduction.** Multidisciplinary conference organized by the Society for Pediatric Radiology, August 18–19, 2001. *Pediatr Radiol* 2002; 32:217–313. PMID: 11956695. Disponível em: < [PubMed \(nih.gov\)](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11956695/)>. Acesso em: 19 feb, 2024.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION (UNSCEAR). **Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2020/2021 Report.** United Nations Publication, 2022. Disponível em: https://www.unscear.org/unscear/uploads/documents/unscear-reports/UNSCEAR_2020_21_Report_Vol.I.pdf. Acesso em: 03 Jan, 2024.

Vassileva J, et al. **A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography.** *Radiat Prot Dosimetry*. 2015 Jul;165(1-4):70-80. doi: 10.1093/rpd/ncv116. Epub 2015 Apr 1. PMID: 25836685. Disponível em: < [PubMed \(nih.gov\)](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25836685/)>. Acesso em: 13 jun, 2024.

5.6 Site

O site está disponível no link <https://6684689bd2b1f.site123.me/> A seguir um print é apresentado.



The screenshot shows the homepage of the website "Dose de Tomografia de Crânio Pediátrica". The header includes a radiation symbol logo, the site name, and navigation links: "Início", "Sobre", "REVISÃO DE LITERATURA", and "Mais". The main content area features a large image of a baby with a stethoscope and a teddy bear. The headline reads "Explorando a conscientização racional sobre os exames de imagem pediátrica". Below this is a sub-headline: "reduzir a dose de radiação em crianças previne complicações futuras. - Princípios de Proteção Radiológica." and an email subscription form with an "ASSINAR" button. A section titled "Sobre Nós" follows, with a sub-headline and a paragraph explaining the mission: "Nossa missão é promover e divulgar a proteção radiológica pediátrica, com o objetivo de reduzir a dose empregada em diferentes protocolos de tomografia computadorizada. No Brasil não há Níveis de Referência de Diagnóstica (DRLs) nacionais. Diretrizes Europeias recomendam a otimização de dose pediátrica através do tamanho e peso do paciente." The bottom section is titled "Passo a Passo da Análise dos resultados" and lists three steps: "1. Levantamento dos dados atuais da instituição", "2. Avaliação dos descritores de dose", and "3. Otimização de protocolos". The background of this section shows a medical professional in a CT scan room.

Dose de Tomografia de Crânio Pediátrica [Início](#) [Sobre](#) [REVISÃO DE LITERATURA](#) [Mais](#) ▼

Explorando a conscientização racional sobre os exames de imagem pediátrica

reduzir a dose de radiação em crianças previne complicações futuras. - Princípios de Proteção Radiológica.

Endereço de e-mail

Sobre Nós

Nossa missão é promover e divulgar a proteção radiológica pediátrica, com o objetivo de reduzir a dose empregada em diferentes protocolos de tomografia computadorizada. No Brasil não há Níveis de Referência de Diagnóstica (DRLs) nacionais. Diretrizes Europeias recomendam a otimização de dose pediátrica através do tamanho e peso do paciente.

Passo a Passo da Análise dos resultados

1. Levantamento dos dados atuais da instituição
2. Avaliação dos descritores de dose
3. Otimização de protocolos

REVISÃO DE LITERATURA



Justificação e otimização das exposições médicas radiológicas

Bon Call For Action - São 10 Ações de Protecção Radiológica, o objetivo de reduzir a dose de radiação dos próximos 10 anos.



Agência Internacional de Energia atômica (AIEA) Série de relatórios de segurança (nº 71 e 24).

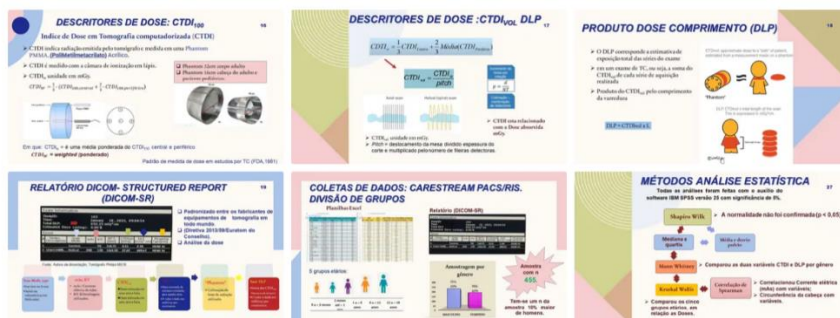
Safety Reports Series Adaptações em TC e em outras modalidades diagnósticas: energia do feixe corrente elétrica do tubo



Diretrizes Europeias sobre níveis de referência de diagnóstico por imagem (DRLs) pediátrica

Recomendam (DRLs) de acordo com peso e/ou faixa etária para exames de cabeça. As subdivisões são $0 \leq 3$ meses, >3 meses a ≤ 1 ano, >1 a ≤ 6 anos e > 6 anos.

METODOLOGIA



Resultados

- 455 pacientes, ambos os sexos
- Os pacientes foram divididos em grupos etários e considerando o tamanho do crânio e idade, parâmetros de varredura como energia do feixe (kVp), corrente do tubo (mA), e dados de dose recebida (CTDI e DLP)
- Os DLP totais analisados são consistentemente superiores às diretrizes da UE para todas as faixas etárias.
- As diferenças são mais acentuadas nos pacientes mais jovens, que são mais radiossensíveis.
- A dose efetiva variou significativamente entre os grupos, sendo maior no grupo de 3 meses a 1 ano, seguido por 0 a 3 meses, 1 a 6 anos, 6 a 12 anos, e menor no grupo de 12 a 18 anos.
- Contrariando expectativas, pacientes com circunferência encefálica maior receberam doses menores. Esses resultados evidenciam a necessidade de otimização dos protocolos clínicos.



GRÁFICOS DE DOSE RECEBIDA



GERENCIADOR DE ARQUIVOS - TRABALHO COMPLETO

Dissertação completa

Aqui está o trabalho completo contendo toda a metodologia e os resultados

[DOWNLOAD](#)

GERENCIADOR DE ARQUIVOS - EXTRAS

Safety Reports Series n° 71

Agência Internacional de Energia Atômica.

[DOWNLOAD](#)

Guidelines European

DRLs

[DOWNLOAD](#)

AIEA 2015

Maior levantamento de dados internacionais de dose para pacientes pediátricos.

[DOWNLOAD](#)

Bonn Call for Action 2014

Documento da OMS (Organização Mundial da Saúde) e pela IAEA (Agência Nacional de Energia Atômica) sobre "Justificação e otimização das exposições médicas radiológicas", países de língua portuguesa uniram esforços para implementar a "Ação de Bonn" (Bonn Call for Action). O termo refere-se aos preceitos estabelecidos por uma conferência similar com a que ocorreu em Bonn, Alemanha (2012). Estas ações com objetivo de reduzir a dose de radiação nos próximos 10 anos.

[DOWNLOAD](#)

EQUIPE



Me. Angelica Rabelo de Castro

Pesquisadora Principal



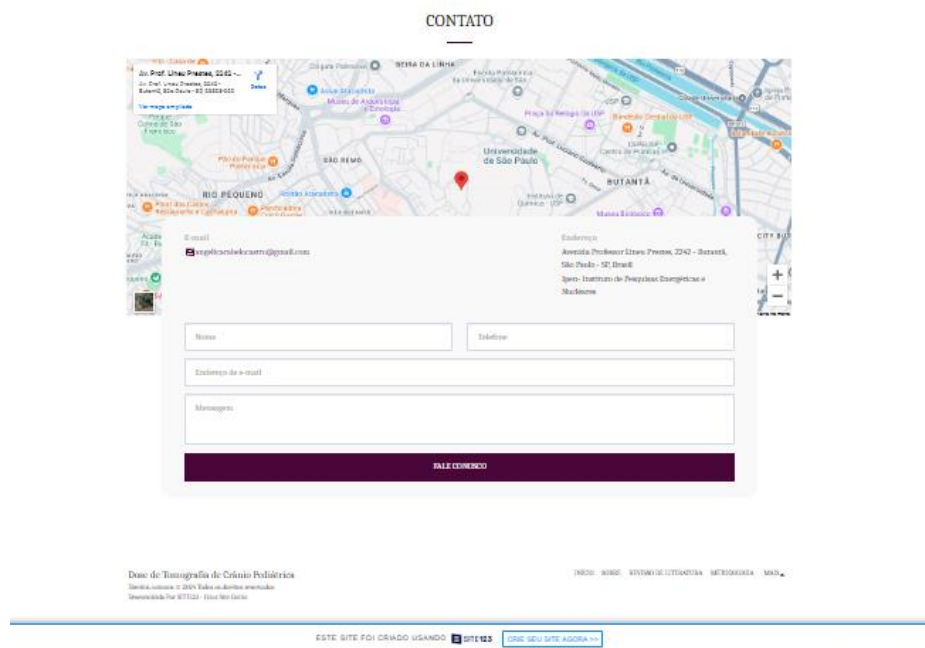
Dra. Carla Daruich Souza

Especialista em Nanotecnologia



Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares

https://www.ipen.br/porta_l_por/pt



5.7 Discussão

Este trabalho analisou 455 exames de TC de crânio em pacientes pediátricos de 0 a 18 anos, divididos em 5 grupos etários. A maior parte dos exames foi realizada em crianças de 6 a 12 anos (36%), seguido pelo grupo de 1 a 6 anos (25,1%), com uma distribuição relativamente equilibrada entre os sexos. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos valores de CTDI, DLP e dose efetiva entre os sexos masculino e feminino, sugerindo que o sexo não é um fator determinante na dose de radiação recebida em exames de TC de crânio pediátrico.

Observou-se um aumento progressivo no DLP conforme a idade avança, o que é esperado devido ao aumento do tamanho do crânio e consequentemente do comprimento de varredura. Paradoxalmente, a dose efetiva apresentou uma tendência inversa, sendo mais alta em recém-nascidos e lactentes e diminuindo com a idade, devido à maior radiosensibilidade dos tecidos em crianças mais jovens. Foram identificadas fortes correlações positivas entre corrente elétrica (mAs) e medidas de dose (CTDI, DLP), bem como entre circunferência do crânio e DLP, mas negativa com dose efetiva. Comparando com diretrizes internacionais, os valores de DLP encontrados foram consistentemente superiores às diretrizes europeias em todas as faixas etárias, com diferenças mais pronunciadas em

pacientes mais jovens. Com a otimização proposta, os valores de CTDIvol e DLP se aproximaram mais das referências internacionais.

A análise de regressão mostrou uma correlação positiva fraca entre circunferência do crânio e DLP total ($R^2 = 0,1123$), indicando que outros fatores além do tamanho do crânio influenciam a dose. Houve uma correlação negativa moderada entre circunferência do crânio e dose efetiva ($R^2 = 0,5761$), reforçando que pacientes menores recebem doses efetivas mais altas. Estes resultados evidenciam a importância da otimização dos protocolos de TC de crânio pediátrico, especialmente para pacientes mais jovens. A redução significativa nas doses após a otimização proposta demonstra o potencial de melhoria na proteção radiológica desses pacientes. A variabilidade nas doses entre diferentes faixas etárias reforça a importância de protocolos específicos por idade/tamanho.

O estudo fornece dados valiosos para comparação com diretrizes internacionais e estabelecimento de níveis de referência diagnóstica locais. Mais pesquisas são necessárias para investigar outros fatores que influenciam as doses além da idade e tamanho do crânio, visando uma otimização mais precisa dos protocolos. A implementação das medidas de otimização propostas pode contribuir significativamente para a redução dos riscos associados à exposição à radiação em pacientes pediátricos submetidos a TC de crânio.

Este trabalho tem uma importância significativa em múltiplos níveis. Para os pacientes pediátricos, representa um passo crucial na direção de exames de tomografia computadorizada mais seguros, reduzindo o risco de efeitos adversos a longo prazo relacionados à exposição à radiação. A otimização dos protocolos, especialmente para as faixas etárias mais jovens e radiosensíveis, pode resultar em uma diminuição substancial da dose de radiação sem comprometer a qualidade diagnóstica das imagens. Do ponto de vista hospitalar, a implementação desses protocolos otimizados pode melhorar a eficiência operacional, potencialmente reduzindo custos associados ao uso excessivo de radiação e aumentando a confiança dos pais e responsáveis nos procedimentos de imagem. Além disso, posiciona o hospital como uma instituição comprometida com as melhores práticas em radiologia pediátrica. Em uma escala nacional, este trabalho contribui para o estabelecimento de níveis de referência diagnóstica específicos para a população brasileira, algo fundamental para a elaboração de políticas de saúde pública e regulamentações na área de proteção radiológica. Ao alinhar as práticas locais com

as diretrizes internacionais, o estudo também coloca o Brasil em uma posição de destaque no cenário global de radiologia pediátrica, potencialmente influenciando práticas em outros países em desenvolvimento. Em última análise, este trabalho representa um avanço significativo na qualidade e segurança dos cuidados de saúde oferecidos às crianças brasileiras, com implicações positivas que se estendem do nível individual ao nacional.

6 CONCLUSÕES

Este estudo analisou retrospectivamente a exposição de pacientes pediátricos submetidos a exames de tomografia computadorizada de crânio no Hospital Infantil entre 2020 e 2022. A análise revelou que as doses de radiação administradas excederam consistentemente as diretrizes europeias recomendadas para todas as faixas etárias, especialmente em pacientes mais jovens, que são mais radiosensíveis.

Os resultados mostraram que as doses médias de radiação variaram entre 3,5 mSv e 6,8 mSv, enquanto as diretrizes europeias recomendam um máximo de 2,5 mSv para exames pediátricos. Pacientes com menos de 1 ano receberam uma dose média de 6,8 mSv, pacientes entre 1 e 5 anos receberam uma média de 6,5 mSv, pacientes entre 6 e 10 anos receberam uma média de 5,2 mSv, e pacientes com mais de 10 anos receberam uma média de 4,0 mSv.

A circunferência encefálica dos pacientes variou entre 35 cm e 55 cm, e foi observada uma relação inversa entre a circunferência e a dose efetiva: pacientes com circunferência menor que 45 cm receberam doses médias de 6,2 mSv, enquanto aqueles com circunferência maior que 50 cm receberam em média 4,2 mSv. Isso indica que a personalização dos parâmetros de varredura pode ser essencial para reduzir a exposição à radiação.

As principais contribuições deste trabalho incluem a proposta de adaptações de parâmetros baseadas em literatura e guias internacionais, visando à modificação do atual cenário de dose recebida por pacientes pediátricos. A implementação dessas sugestões pode melhorar a segurança e a qualidade do serviço prestado, alinhando-se ao princípio ALARA e promovendo uma prática clínica mais segura e eficaz.

A elaboração de um relatório detalhado e a divulgação dos resultados por meio de uma plataforma online representam uma oportunidade significativa para divulgar e aprimorar o método de simplificação na escolha de parâmetros de aquisição. Isso visa aproveitar plenamente a crescente disponibilidade de informações eletrônicas pelos prestadores de cuidados de saúde. Essas inovações são fundamentais para facilitar a disseminação de melhores práticas e promover a constante melhoria dos protocolos de tomografia computadorizada pediátrica. A

colaboração entre médicos, físicos médicos, radiologistas e tecnólogos é essencial para minimizar a dose de radiação em crianças, destacando a importância de compartilhar os resultados com os profissionais de saúde. A revisão periódica dessas literaturas e a inclusão de novos dados permitirão análises oportunas de tendências e a atualização das doses de referência nacionais para tomografia.

Para trabalhos futuros, sugere-se:

- Desenvolver e implementar protocolos de tomografia computadorizada especificamente adaptados para diferentes faixas etárias pediátricas e variáveis anatômicas para outras regiões do corpo. A criação e validação desses protocolos em ambientes clínicos podem ajudar a reduzir ainda mais a dose de radiação sem comprometer a qualidade da imagem;
- Realizar estudos longitudinais para avaliar os efeitos a longo prazo da exposição à radiação em pacientes pediátricos é outra área crucial para pesquisa futura. Isso pode fornecer dados essenciais sobre possíveis riscos de saúde futuros e ajudar a ajustar as diretrizes de dose;
- Desenvolver programas educacionais e de treinamento contínuo para profissionais de saúde sobre as melhores práticas em tomografia computadorizada pediátrica também é fundamental. A conscientização e a capacitação, pode garantir a adesão aos protocolos de dose baixa, melhorando a prática clínica;
- A implementação de sistemas de monitoramento e auditoria contínuos para avaliar a conformidade com os protocolos de dose e a qualidade da imagem é igualmente importante. Esses sistemas podem ajudar a identificar rapidamente quaisquer desvios e permitir ajustes oportunos;
- Envolver pais e responsáveis no processo de decisão, fornecendo informações claras sobre os riscos e benefícios dos exames de tomografia computadorizada, bem como medidas para minimizar a exposição à radiação, é outra abordagem recomendada. O engajamento dos pais pode contribuir para uma maior compreensão e aceitação dos procedimentos;
- Finalmente, estabelecer colaborações com outras instituições de saúde e pesquisa para compartilhar dados, resultados e melhores práticas pode acelerar a adoção de melhorias nos protocolos e na tecnologia de imagem.

A pesquisa colaborativa pode proporcionar avanços significativos na segurança e eficácia dos exames de tomografia computadorizada pediátrica.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE (AAPM). AAPM Report N° 111. **Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography**. College Park: American Association of Physicists in Medicine, One Physics Ellipse, 2010. Disponível em: <AAPM Reports - Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography> Acesso em: 03 Jan. 2023.

ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. AAPM Task Group 23. **AAPM rpt_96**, 2008. b. **The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT**. College Park: American Association of Physicists in Medicine, One Physics Ellipse, 2008. Disponível em: <https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf> Acesso em: 03 Jan. 2023

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY; NATIONAL RADIOLOGY DATA REGISTRY SUPPORT. **Resumo Executivo DIR e Visualização do QCDR: NRDR - Suporte ao Registro Nacional de Dados de Radiologia**. Disponível em: <https://nrdrsupport.acr.org/support/solutions/articles/11000044333-dir-executive-summary-and-qcdr-preview>. Acesso em: 17 nov. 2024.

BOONE, J. M.; GERAGHTY, E. M.; SEIBERT, J. A.; WOOTTON-GORGES, S. L. Dose reduction in pediatric CT: a rational approach. **Radiology**, v. 228, n. 2, p. 352–360, 1 ago. 2003. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12893897/>. Acesso em: 17 nov. 2024.

BUSHONG, C. S. **Ciência Radiológica para Tecnólogos Física, Biologia e Proteção**. [S.l: s.n.], 2020. v. 12.

BUSHONG, C. S. **Radiologic Science for Technologists, 10/e: Physics, Biology, and Protection**. 10. ed., Houston, Texas: Elsevier, 2013. v. 10 Edição. 437–463 p.

CALLAHAN, M. J. CT dose reduction in practice. **Pediatric Radiology**, v. 41, n. S2, p. 488–492, 17 set. 2011.

CENTER FOR HEALTH STATISTICS, N. *Click here to go to the most recent edition*. [S.l: s.n.] United States, 2010 Disponível em: <http://www.cdc.gov/nchs/hus.htm>. Acesso em: 10 june. 2024.

CÉSAR DE C R SOARES, J. A.; AUGUSTO KOCH -PRESIDENTE ALICE LIMA BORGES -VICE-PRESIDENTE, H.; ROCHA SARQUIS -FÍSICA LUCAS GOMES PADILHA FILHO -FÍSICO MOISÉS FERREIRA DE PAULA -FÍSICO, C. **Princípios de Física em Radiodiagnóstico COTAR-X (COORDENAÇÃO TÉCNICA DE ASSESSORAMENTO À REITORIA PARA ATIVIDADES COM RADIAÇÕES IONIZANTES DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO)**. 2.ed.rev-São Paulo, Câmara Brasileira do Livro, SP, Brasil: Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, 2008. v. Volume I. Disponível em: www.cbr.org.br. Acesso em: 17 abril. 2024.

CHRISTNER, J. A.; KOFLER, J. M.; MCCOLLOUGH, C. H. Estimating effective dose for ct using dose-length product compared with using organ doses: Consequences of adopting international commission on radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. **American Journal of Roentgenology**, v. 194, n. 4, p. 881–889, 23 abr. 2010. Disponível em: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.09.3462>. Acesso em: 17 nov. 2024.

CIERNIAK, R. X-ray computed tomography in biomedical engineering. **X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering**, p. 1–319, 2011. Acesso em: 17 nov. 2024.

CNEN-NN-3.01. **DIRETRIZES BÁSICAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**. [S.l.: s.n.], 2014. Disponível em: <http://www.saude.df.gov.br/wp-content/uploads/2018/04/Norma-CNEN-NN-3.01-mar%C3%A7o-de2014_Diretrizes-B%C3%A1sicas-de-Prote%C3%A7%C3%A3o-Radiol%C3%B3gica.pdf>. Acesso em: 18 Out. 2022

COMISSÃO INTERNACIONAL DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA -105. Annals of the ICRP, dez. 2007. Vol. 103, No. 1–4, pp. 2–7 Advance Access publication 12 October 2007. doi:10.1093/rpd/ncm246.

COSTA E SILVA, J. E. A. P. S. Gisélia. Eliminating unenhanced CT when evaluating abdominal neoplasms in children. **American Journal of Roentgenology**, v. 189, n. 5, p. 1211–1214, nov. 2007.

EURATOM DO CONSELHO. **Diretiva 2013/59/Euratom do Conselho, de 5 de dezembro de 2013, que fixa as normas de segurança de base relativas à proteção contra os perigos resultantes da exposição a radiações ionizantes, e que revoga as Diretivas 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom e 2003/122/Euratom**. [S.l.: s.n.], 5 dez. 2013. Disponível em: <[Diretiva\(europa.eu\)](http://Diretiva(europa.eu))>. Acesso em: 12 nov. 2022.

EUROPEAN COMMISSION. European guidelines on diagnostic reference levels-MJXA18002ENN. **RADIATION PROTECTION N° 185**, p. 25–122, 2018.

EUROPEAN UNION. European Guidelines on Diagnostic Reference Level for Paediatric Imaging. **European Union**, 2018.

FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. **Aviso da FDA nº 2022-1895 || Conformidade com a Portaria n.º 2013-0027 ou com as Regras sobre a “Adoção e Implementação do Anexo 5 da Organização Mundial de Saúde Guia de Boas Práticas de Distribuição (BPD) para Produtos Farmacêuticos, e Anexo 9 Guia de Boas Práticas de Armazenamento de Produtos Farmacêuticos” - Food and Drug Administration**. Disponível em: <https://www.fda.gov.ph/fda-advisory-no-2022-1895-compliance-to-administrative-order-no-2013-0027-or-the-rules-on-the-adoption-and-implementation-of-the-world-health-organization-annex-5-guide-to-good-distributi/>. Acesso em: 18 nov. 2024.

FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. **ECFR :21 CFR Capítulo I - Food and Drug Administration, Departamento de Saúde e Serviços Humanos**. Disponível em: <https://www.ecfr.gov/current/title-21/chapter-I>. Acesso em: 17 nov. 2024.

FOOD AND DRUG ADMINISTRATION; FEIGAL, D. W. FDA public health notification: reducing radiation risk from computed tomography for pediatric and small adult patients. **International journal of trauma nursing**, v. 8, n. 1, p. 1–2, 2002. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11793002/>. Acesso em: 17 nov. 2024.

FOSBINDER, R.; ORTH, D. **Essentials of Radiologic Science**. [S.l: s.n.], North American Editora Wolters Kluwer Health, 2011 ISBN0781777321, 9780781777322. 2011. 165–375.

FUNDAÇÃO DIAGNÓSTICO POR IMAGEM FIDI. **A FIDI é a maior prestadora de serviços de Diagnóstico por Imagem do país, atuando em mais de 80 unidades médica**. Disponível em: <https://fidi.org.br/>. Acesso em: 17 nov. 2024.

GONZALEZ, C. R. **Processamento Digital de Imagens by Rafael C. Gonzalez**. [S.l: s.n.], 2009. Disponível em: <https://zlib.pub/book/processamento-digital-de-imagens-5qr7rues83t0>. Acesso em: 17 nov. 2024.

GOSKE, M. J.; APPLGATE, K. E.; BOYLAN, J.; BUTLER, P. F.; CALLAHAN, M. J.; COLEY, B. D.; FARLEY, S.; FRUSH, D. P.; HERNANZ-SCHULMAN, M.; JARAMILLO, D.; JOHNSON, N. D.; KASTE, S. C.; MORRISON, G.; STRAUSS, K. J.; TUGGLE, N. **The Image Gently Campaign: Working Together to Change Practice** Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging. *American Journal of Roentgenology*, fev. 2008. B. Disponível em: <www.imagegently.org Updated 2011>. Acesso em: 18 Oct. 2022.

GUERRA, V. H. Otimização de doses em procedimentos de tomografia computadorizada pediátrica. *Instituto de Física da Universidade de São Paulo*, 2020. doi.org/10.11606/D.43.2020.tde-06112020-103944. Disponível em: <Otimização de doses em procedimentos de tomografia computadorizada pediátrica (usp.br) >. Acesso em: 23 Dez 2022.

HSIEH, J. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, 2003. Acesso em: 17 nov. 2024.

HUDA, W.; LIEBERMAN, K. A.; CHANG, J.; ROSKOPF, M. L. Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. I. Radiation doses. *Medical Physics*, v. 31, n. 3, p. 588–594, 2004.

HUDA W. **Radiation dosimetry in diagnostic radiology**. AJR Am J Roentgenol 1997;169:1487–1488, DOI: 10.2214/ajr.169.6.9393150. **ICRP, 1991**. Disponível em: < nih.gov >. Acesso em: 10 Oct. 2023.

ICRP, 1991. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Ann ICRP 1991; 21:1–201. ICRP, 1991. Acesso em: 08 jan. 2024.

ICRP. 1996. Annals of the ICRP Publication 73 - Radiological Protection and Safety in medicine. *Annal ICRP*, p. 47, 1996. Disponível em: https://books.google.com/books/about/ICRP_Publication_73.html?hl=pt-BR&id=69VNAQAACAAJ. Acesso em: 18 nov. 2024.

ICRP, 2000. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. Ann. ICRP 30.

IMAGE GENTLY. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. *American Journal of Roentgenology*, v. 181, n. 2, p. 321–329, 1 ago. 2003. Acesso em: 17 nov. 2024.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology for Paediatric Patients**. [S.l: s.n.], 2013. a. Disponível em: <http://www.iaea.org/Publications/index.html>

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **IAEA SAFETY STANDARDS AND RELATED PUBLICATIONS**. Vienna: [s.n.], dez. 2012. Disponível em: <http://www-ns.iaea.org/standards/>

KAK, A. C.; SLANEY, M. Principles of Computerized Tomographic Imaging. ***Principles of Computerized Tomographic Imaging***, jan. 2001. Acesso em: 17 nov. 2024.

KALENDER W A; HENDEE, William. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, 3rd revised and enlarged Edition. ***Medical Physics***, v. 39, n. 2, p. 1152–1153, 1 fev. 2012. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1118/1.3679335>. Acesso em: 17 nov. 2024.

KALENDER, W. A.; WOLF, H.; SUESS, C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements. ***Medical physics***, v. 26, n. 11, p. 2248–53, nov. 1999.

KALRA, M. K.; MAHER, M. M.; TOTH, T. L.; HAMBERG, L. M.; BLAKE, M. A.; SHEPARD, J.-A.; SAINI, S. Strategies for CT radiation dose optimization. ***Radiology***, v. 230, n. 3, p. 619–28, mar. 2004.

KHARITA, M. H.; AL-NAEMI, H.; ARRU, C.; OMAR, A. J.; ALY, A.; TSALAFOUTAS, I.; ALKHAZZAM, S.; SINGH, R.; KALRA, M. K. Relation between age and CT radiation doses: Dose trends in 705 pediatric head CT. ***European Journal of Radiology***, v. 130, 1 set. 2020. PMID: 32619755. Disponível em: <mefomp.com>. Acesso 28 Dec. 2022.

KLEINMAN, P. L.; STRAUSS, K. J.; ZURAKOWSKI, D.; BUCKLEY, K. S.; TAYLOR, G. A. Patient size measured on CT images as a function of age at a tertiary care children's hospital. ***American Journal of Roentgenology***, v. 194, n. 6, p. 1611–1619, jun. 2010.

MCCOLLOUGH, C. H.; SCHUELER, B. A. Calculation of effective dose. ***Medical Physics***, v. 27, n. 5, p. 828–837, 2000. Disponível em: <<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com>>. Acesso em: 19 April, 2024

MCNITT-GRAY, M. F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. ***AAPM/RSNA***, v. 22, n. 6, p. 1541–1553, 1 nov. 2002. Disponível em: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.226025128>. Acesso em: 17 nov. 2024.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTRUÇÃO NORMATIVA IN93_Tomografia. ***Agência Nacional de Vigilância Sanitária***, 27 maio. 2022. Nº 126 - DOU – 06/07/22 - Seção 1 – p.265. Disponível em: <[in093_27_05_2021.pdf](https://www.saude.gov.br/in093_27_05_2021.pdf) (saude.gov.br)>. Acesso em 30 de junho 2024.

MINISTÉRIO DE ESTADO DA SAÚDE- MS, Agência Nacional de Vigilância Sanitária- ANVISA. RESOLUÇÃO DA DIRETORIA COLEGIADA - **RDC Nº 611, DE 9 DE MARÇO DE 2022. Publicada no DOU nº 51, de 16 de março de 2022.** Disponível em: < anvisa.gov.br> Acesso em: 01 jan 2024.

MINISTÉRIO DA SAÚDE - MS - AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA – ANVISA. **DIRETRIZES BÁSICAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA.** [S.l: s.n.], 2014.

MINISTÉRIO DA SAÚDE CNES - CADASTRO NACIONAL DE ESTABELECIMENTOS DE SAÚDE, 2020. **TabNet Win32 3.3: E.18 Número de equipamentos de imagem por habitante.** Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?idb2012/e18.def>. Acesso em: 11 nov. 2024.

MINISTÉRIO DE ESTADO DA SAÚDE. **PORTARIA Nº 1.058, institui a disponibilização gratuita da “Caderneta de Saúde da Criança”.** Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2005/prt1058_04_07_2005.html. Acesso em: 11 nov. 2024.

MINISTÉRIO DE ESTADO DA SAÚDE, 1998. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico- Regulamento Técnico de Ministério da Saúde. Portaria nº 453 de 01/06/1998** publicada no diário Oficial da União, em 2/06/1998 nº 103.

MINNITI, I.; PEREIRA, R.; DE AZEVEDO, A.; FILHO, B.; ALVARES, B. R.; PALOMARI, E. T.; NANNI, L. **Radiol Bras.** Jul/Ago[S.l: s.n.], 2008. Órgão Científico do Colégio Brasileiro de Radiologia, Scielo, São Paulo, Disponível em: < SciELO - Radiologia Brasileira>. Acesso em: 11 nov. 2022.

MOORE, D. S; MCCABE, G. P.; CRAIG, B. A. Introduction to the practice of statistics. 2021. Acesso em: 17 nov. 2024.

MOORE, L. K. D. F. A. A. M. R. A. **MOORE Anatomia Orientada Para A Clínica (7ª Edição): Free Download, Borrow, and Streaming: Internet Archive.** Disponível em: <https://archive.org/details/moore-anatomia-orientada-para-a-clinica-7a-edicao/mode/2up>. Acesso em: 17 nov. 2024.

MOTULSKY, H. Intuitive Biostatistics: A Nonmathematical Guide to Statistical Thinking (rev. 2nd ed.). 2010. Disponível em:< [Intuitive biostatistics : a nonmathematical guide to statistical thinking : Motulsky, Harvey : Free Download, Borrow, and Streaming : Internet Archive](https://archive.org/details/intuitive-biostatistics-a-nonmathematical-guide-to-statistical-thinking)> Acesso em: 17 nov. 2024.

NATIONAL CANCER INSTITUTE. **Riscos de radiação e tomografia computadorizada pediátrica (TC): um guia para profissionais de saúde.** Virgínia. 2019. Disponível em: <Riscos de Radiação e Tomografia Computadorizada Pediátrica - NCI (cancer.gov)>. Acesso em: 19 Oct. 2022.

NATIONAL RESEARCH CONSUL. **Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2.** [S.l.]: National Academies Press, 2006. 1–406 p.

NATIONAL RESEARCH COUNCIL (US). COMMITTEE ON THE BIOLOGICAL EFFECTS OF IONIZING RADIATIONS. 1990. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK218708/>. Acesso em: 17 nov. 2024.

NETO, J. V.; SANTOS, C. B. Dos; TORRES, É. M.; ESTRELA, C. Boxplot: um recurso gráfico para a análise e interpretação de dados quantitativos. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v. 26, n. 76, , 3 abr. 2017. Disponível em: <https://www.robrac.org.br/seer/index.php/ROBRAC/article/view/1132>. Acesso em: 17 nov. 2024.

NETTER, H. F. **Netter Atlas de Anatomia Humana - 6th Edition | Elsevier Shop.** Disponível em: <https://shop.elsevier.com/books/netter-atlas-de-anatomia-humana/netter/978-85-352-7969-6>. Acesso em: 17 nov. 2024.

OLIVEIRA, B. M. **Reduzir a dose de radiação em crianças que realizaram tomografia computadorizada de crânio não traz prejuízo ao diagnóstico, motiva à educação permanente e promove campanha de radioproteção.** 2013.

Disponível em: <<https://repositorio.pucsp.br/handle/handle/9476#:~:text=https%3A//repositorio.pucsp.br/jspui/handle/handle/9476.>> Acesso em: 26 Mar. 2024.

RICO, F. G. Metodologia de gestão da informação no controle de exposição em exames de tomografia computadorizada. **Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN.**, 2021. Disponível em: <http://repositorio.ipen.br/handle/123456789/32919>. Acesso em: 22 fev. 2023.

ROSA, M. E. E.; MATOS, M. J. R. De; FURTADO, R. S. O. de P.; BRITO, V. M.; AMARAL, L. T. W.; BERALDO, G. L.; FONSECA, E. K. U. N.; CHATE, R. C.; PASSOS, R. B. D.; TELES, G. B. da S.; SILVA, M. M. A.; YOKOO, P.; YANATA, E.; SHOJI, H.; SZARF, G.; FUNARI, M. B. de G. COVID-19 findings identified in chest computed tomography: a pictorial essay. **Einstein (São Paulo)**, v. 18, 18 jun. 2020. Disponível em: <https://journal.einstein.br/article/covid-19-findings-identified-in-chest-computed-tomography-a-pictorial-essay/>. Acesso em: 15 jul. 2024.

SCAGLIONE, M.; PINTO, A.; PEDROSA, I.; SPARANO, A.; ROMANO, L. Multi-detector row computed tomography and blunt chest trauma. **European journal of radiology**, v. 65, n. 3, p. 377–388, mar. 2008. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17954019/>. Acesso em: 17 nov. 2024.

SCHUTZMAN, S. A.; BARNES, P.; DUHAIME, A. C.; GREENES, D.; HOMER, C.; JAFFE, D.; LEWIS, R. J.; LUERSSSEN, T. G.; SCHUNK, J. Evaluation and management of children younger than two years old with apparently minor head trauma: proposed guidelines. **Pediatrics**, v. 107, n. 5, p. 983–93, maio. 2001. Disponível em: <(nih.gov)>. Acesso em: 04 Jan 2024.

SELLES, M.; VAN OSCH, J.; MAAS, M.; BOOMSMA, M.; WELLENBERG, R. Advances in metal artifact reduction in CT images: A review of traditional and novel metal artifact reduction techniques. **European Journal of Radiology**, v. 170, p. 111276, 1 jan. 2024. Acesso em: 17 nov. 2024.

SHRIMPTON, P C; HILLIER, M. C.; LEWIS, M. A.; DUNN, M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. **The British Journal of Radiology**, v. 79, n. 948, p. 968–980, dez. 2006. Disponível em: < National survey of doses from CT in the UK: 2003 - PubMed (nih.gov)>. 15 June 2024.

SHRIMPTON, Paul C; JANSEN, J. T. M.; HARRISON, J. D. Updated estimates of typical effective doses for common CT examinations in the UK following the 2011 national review. **The British Journal of Radiology**, v. 89, n. 1057, p. 20150346, jan. 2016. Disponível em: PHE-CRCE-013 (publishing.service.gov.uk). Acesso em: 15 June 2024.

SMITH-BINDMAN, R.; MIGLIORETTI, D. L. CTDI_{vol}, DLP, and Effective Dose Are Excellent Measures for Use in CT Quality Improvement. **Radiology**, v. 261, n. 3, p. 999–999, dez. 2011.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE PEDIATRIA E COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA. **SBP e CBR estreitam laços para dar continuidade à campanha Justifique, que visa mais proteção nos exames pediátricos por imagem - SBP**. Disponível em: <https://www.sbp.com.br/imprensa/detalhe/nid/sbp-e-cbr-estreitam-lacos-para-dar-continuidade-a-campanha-justifique-que-visa-mais-protECAo-nos-exames-pediatricos-por-imagem/>. Acesso em: 17 nov. 2024.

SOCIETY FOR PEDIATRIC RADIOLOGY. The ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric CT intelligent dose reduction. Multidisciplinary conference organized by the Society of Pediatric Radiology. August 18-19, 2001. **Pediatric radiology**, v. 32, n. 4, p. 219–220, abr. 2002. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11956695/>. Acesso em: 17 nov. 2024.

STANDRING, S. Gray's anatomy international edition: The anatomical basis of clinical practice. 2020. Acesso em: 17 nov. 2024.

TAUHATA, L.; SALATI, I.; PRINZIO, R. Di; PRINZIO, A. R. Di; DE JANEIRO, R. **RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA: FUNDAMENTOS INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR**. [S.l: s.n.], 2014.

TRIOLA, F. M. **Introdução á estatística : Triola, Mario F : Free Download, Borrow, and Streaming : Internet Archive**. Disponível em: <https://archive.org/details/introducaoaestat0000trio/page/n7/mode/2up>. Acesso em: 18 nov. 2024.

TSAPAKI, V.; ALDRICH, J. E.; SHARMA, R.; STANISZEWSKA, M. A.; KRISANACHINDA, A.; REHANI, M.; HUFTON, A.; TRIANTOPOULOU, C.; MANIATIS, P. N.; PAPAILIOU, J.; PROKOP, M. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Routine Head, Chest, and Abdominal CT—IAEA-coordinated Research Project. **Radiology**, v. 240, n. 3, p. 828–834, set. 2006.

ULZHEIMER, S.; FLOHR, T.; ULZHEIMER, S.; FLOHR, T. **Multislice CT: Current Technology and Future Developments**. 2009. pag.3-23. Disponível em: <<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:13662276>> Acesso em: 10 jan 2024.

UNICAMP FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS. **Neurologia Infantil / Medidas do crânio**. Disponível em: <https://fcm.unicamp.br/fcm/neuropediatria-conteudo-didatico/exame-neurologico/medidas-do-cranio>. Acesso em: 17 nov. 2024.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. Volume I REPORT TO THE GENERAL ASSEMBLY SCIENTIFIC ANNEX A: Evaluation of medical exposure to ionizing radiation. **UNSCEAR**, 2020. Disponível em: <https://www.unscear.org/unscear/uploads/documents/unscearreports/UNSCEAR_20_20_21_Report_Vol.I.pdf>. Acesso em: 03 Jan. 2024.

VANO, E.; FRIJA, G.; LOOSE, R.; PAULO, G.; EFSTATHOPOULOS, E.; GRANATA, C.; ANDERSSON, J. Dosimetric quantities and effective dose in medical imaging: a summary for medical doctors. **Insights into Imaging**, v. 12, n. 1, p. 99, 13 dez. 2021.

VASSILEVA, J.; REHANI, M.; KOSTOVA-LEFTEROVA, D.; AL-NAEMI, H. M.; AL SUWAIDI, J. S.; ARANDJIC, D.; BASHIER, E. H. O.; KODLULOVICH RENHA, S.; EL-NACHEF, L.; AGUILAR, J. G.; GERSHAN, V.; GERSHKEVITSH, E.; GRUPPETTA, E.; HUSTUC, A.; JAUHARI, A.; KHARITA, M. H.; KHELASSI-TOUTAOUI, N.; KHOSRAVI, H. R.; KHOURY, H.; KRALIK, I.; MAHERE, S.; MAZUOLIENE, J.; MORA, P.; MUHOGORA, W.; MUTHUVELU, P.; NIKODEMOVA, D.; NOVAK, L.; PALLEWATTE, A.; PEKAROVIČ, D.; SHAABAN, M.; SHELLY, E.; STEPANYAN, K.; THELSY, N.; VISRUTARATNA, P.; ZAMAN, A. A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 165, n. 1–4, p. 70–80, 1 jul. 2015.

WALL, B. F. Diagnostic reference levels in the X-ray department. ***European Radiology, Supplement***, v. 14, n. 1, p. 66–73, 12 fev. 2004. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10406-004-0010-8>. Acesso em: 18 nov. 2024.

WORLD HEALTH ORGANIZATION; AIEA. ***BONN CALL FOR ACTION 10 Actions to Improve Radiation Protection in Medicine in the Next Decade***. [S.l.: s.n.], 2014.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **An evaluation of infant growth: the use and interpretation of anthropometry in infants**. Bull World Health Organ 73: 165-174,1995. Disponível em: < PubMed (nih.gov) >. Acesso em: 15 Jan. 2023.

ZHU, Y.; PI, Z.; ZHOU, H.; LI, Z.; LEI, F.; HUI, J.; ZHANG, X.; XIE, J.; LIANG, Y. Imaging pediatric acute head trauma using 100-kVp low dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR-V) in single rotation on a 16cm wide-detector CT. ***Journal of X-Ray Science and Technology***, v. 29, n. 3, p. 517–527, 2021.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, nº 2242 - Cidade Universitária - CEP: 05508-000
Fone: (11) 2810-1570 ou (11)2810-1572
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://mprofissional.ipen.br>

O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento Econômico do Governo do Estado de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovações (MCTI) do Governo Federal.
