

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

MONIQUE FRANÇA E SILVA

**Avaliação computacional das doses médicas e ocupacionais durante
diagnóstico de COVID-19 em pacientes pediátricos empregando
tomografia computadorizada**

UBERLÂNDIA, MG
2020

MONIQUE FRANÇA E SILVA

Avaliação computacional das doses médicas e ocupacionais durante diagnóstico de COVID-19 em pacientes pediátricos empregando tomografia computadorizada

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à saúde.

Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves

Co-orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Ana Paula Perini

**UBERLÂNDIA, MG
2020**

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

S586 2020	<p>Silva, Monique França e, 1996- Avaliação computacional das doses médicas e ocupacionais durante diagnóstico de COVID-19 em pacientes pediátricos empregando tomografia computadorizada [recurso eletrônico] / Monique França e Silva. - 2020.</p> <p>Orientador: Lucio Pereira Neves. Coorientadora: Ana Paula Perini. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.852 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. Neves, Lucio Pereira , 1982-, (Orient.). II. Perini, Ana Paula ,1981-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 62:61</p>
--------------	---

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 071, PPGEB				
Data:	vinte e um de dezembro de dois mil e vinte	Hora de início:	14 horas	Hora de encerramento:	15h:20min
Matrícula do Discente:	11822EBI005				
Nome do Discente:	Monique França e Silva				
Título do Trabalho:	Avaliação computacional das doses médicas e ocupacionais durante diagnóstico de COVID-19 em pacientes pediátricos empregando tomografia computadorizada				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à Saúde				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Estudo dosimétrico em Profissionais durante o exame de Tomografia computadorizada utilizando simulação de Monte				

Reuniu-se em web conferência pela plataforma Google Meet em conformidade com a PORTARIA Nº 36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Divanizia do Nascimento Souza - UFS; Ricardo Kagimura - INFIS/UFU; Lucio Pereira Neves - INFIS/UFU orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Lucio Pereira Neves, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 21/12/2020, às 15:20, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **DIVANIZIA DO NASCIMENTO SOUZA, Usuário Externo**, em 21/12/2020, às 15:21, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ricardo Kagimura, Professor(a) do Magistério Superior**, em 21/12/2020, às 15:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2468591** e o código CRC **32D0E885**.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço imensamente a Deus por abençoar e iluminar a minha vida, proporcionando momentos inesquecíveis ao longo dessa trajetória. Juntamente a Ele, agradeço à Nossa Senhora pela proteção do seu manto sagrado durante as minhas viagens. E por ouvir as minhas orações diárias.

Aos meus amados Pais, Dolanei e Wilson, por todo amor, carinho, proteção e apoio, para eu conquistar os meus sonhos e concluir esta etapa da minha formação acadêmica. Também agradeço pelo incentivo e pelas suas orações diárias. À minha mãe Dolanei, pela sua dedicação a família e aos estudos, sendo a minha inspiração na vida e nos estudos. Ao meu pai Wilson, pelos seus cuidados, sua proteção e seus conselhos. Aos meus queridos irmãos, Rafael e Wesley, pela alegria e o incentivo diário. A todos os membros da Família Dolary e Ferreira, pelas orações e conselhos. Amo incondicionalmente vocês.

Ao meu noivo, David Allan, por ser meu companheiro, e por suportar todas as minhas reclamações e estresses, ao longo dessa jornada. Mas principalmente, por me aconselhar, me amar e apoiar em todas as minhas decisões. Agradeço por todos os inesquecíveis e maravilhosos momentos que passamos. Também, agradeço à Jacqueline, Eliezer, Aline, Janaina e Janine, por me acolherem como membro da Família Fonseca, por todos os conselhos, incentivos e carinhos.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, que com muito carinho me acolheu no seu grupo de pesquisa e proporcionou a realização deste trabalho. Portanto, agradeço por todos os ensinamentos, conselhos, incentivos e “puxões de orelhas”, mas principalmente por proporcionar de maneira suave, alegre e inesquecível, a realização de mais uma etapa nessa jornada acadêmica. Também, à minha co-orientadora, Prof^{ta}. Dr^a Ana Paula Perini, inspiração de mulher pesquisadora, por todo o carinho e atenção nas orientações e nos ensinamentos. Aos dois, agradeço imensamente pela confiança depositada em mim e neste trabalho. Também, pela dedicação, amor e felicidade, que vocês têm em ensinar e em realizar pesquisas científicas de suma importância. Levarei os seus ensinamentos por toda minha vida, e agradeço à Deus por ter colocado pessoas tão especiais na minha vida para serem mais que professores orientadores, e sim anjos amigos.

Aos técnicos de radiologia do Hospital Universitário, Carlos e Jackson, pela atenção e ensinamentos sobre os procedimentos e protocolos dos exames de Tomografia Computadorizada.

Aos meus amigos do LInDa e BioLab, Samara, Lucas, Otávio, Daniela, Aline e Adriane, que me acolheram e auxiliaram nessa trajetória. Em especial, à Samara Pavan, que foi mais que uma amiga, e sim um anjo na minha vida, presente em todos os momentos, apoiando, incentivando e me descontraindo com a sua alegria e o seu espírito de humildade. Obrigada pelos ensinamentos,

conselhos, pelas conversas descontraídas, pela companhia e pelos trabalhos realizados. Também, agradeço ao Lucas, Otávio e Prof. Dr. William de Souza Santos, por me ensinarem o código de Monte Carlo e por sempre me socorrerem e ajudarem nas simulações, e por contribuírem com palavras amigas e na realização desse trabalho.

Ao Dr. Richard Kramer, pelos objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados neste trabalho.

Aos professores, Dr^a Divanizia do Nascimento Souza e Dr. Ricardo Kagimura, por aceitarem serem membros da banca de avaliação e pelas suas considerações fundamentais neste trabalho.

Às Meninas da Física, agradeço pelos momentos incríveis que esse projeto proporcionou para a minha vida.

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica pelos ensinamentos e pela contribuição na minha formação acadêmica. Ao secretário Edson, por toda a atenção e dedicação em responder as minhas dúvidas e sua ajuda em todos os momentos que foram necessários.

À Universidade Federal de Uberlândia por me acolher desde a graduação, com toda a sua estrutura física e humana, sempre com profissionais excelentes, tenho orgulho de ser um fruto da UFU.

À FAPEMIG pelo auxílio financeiro por meio dos Projetos Demanda UNIVERSAL FAPEMIG n° APQ-02934-15 e APQ-03049-15.

Ao CNPq pelo apoio financeiro mediante os Projetos Demanda UNIVERSAL CNPq n°421603/2016-0 e 420699/2016-3.

Por fim, agradeço a todos que de alguma maneira contribuíram direta ou indiretamente na minha formação e na realização deste trabalho.

RESUMO

Em Dezembro de 2019, um novo Coronavírus, denominado Sars-CoV-2, foi detectado na China. Esse novo Coronavírus tem um alto poder de transmissão e contaminação de pessoas por meio de gotículas e ou superfícies e objetos contaminados, o que levou Organização Mundial de Saúde (OMS) a decretar pandemia do Covid-19 em Março de 2020. Além disso, o Covid-19 acarreta sérios problemas respiratório e inflamações pulmonares, ocasionando até o momento a morte de mais de 1,5 milhão de pessoas em todo o mundo. A quantidade de exames de tomografia computadorizada (TC) aumentou nos últimos meses, pois as imagens de TC do tórax estão sendo utilizadas como uma forma de diagnóstico e monitoramento das extensões do acometimento pulmonar da Covid-19. Durante a realização do exame de TC, é necessário que um profissional da enfermagem/radiologia realiza uma ventilação manual no paciente com dificuldades respiratórias. Desta maneira, esse profissional está sujeito a riscos de contaminação ao Coronavírus e exposto à radiação ionizante. Assim, este trabalho teve o intuito de determinar as doses ocupacionais, em diversas situações, por meio da simulação de Monte Carlo juntamente com objetos simuladores representando os profissionais e pacientes pediátricos, durante o exame de TC do tórax. Foram obtidos os coeficientes de conversão de doses efetivas ($CC(E)$) em duas possíveis posições do profissional, sendo que estes foram maiores quando o profissional está posicionado na frente do *gantry* virado para a mesa. Nessa posição, o maior $CC(E)$ foi de $1,02E+04 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$ (0,01%), na situação em que o profissional acompanha os pacientes de 10 anos de idade. Na posição 2, quando o profissional está posicionado atrás do *gantry* direcionado lateralmente, os $CC(E)$ foram 31% e 10% menores ao acompanhar os pacientes com idades entre 1 e 10 anos, respectivamente. Os órgãos dos profissionais masculinos com maiores coeficientes de conversão de doses equivalentes ($CC(H_T)$) foram cólon, estômago, mamas, testículos e fígado. Para a profissional do sexo feminino acrescenta-se ainda olhos e tireoide, excluindo-se os testículos. Também foi avaliado a utilização dos equipamentos de proteção individual (EPI), e concluiu-se que o uso do EPI levou a uma redução das doses de 93%, sendo eficiente na proteção radiológica dos profissionais que acompanham os pacientes durante o exame de TC.

Palavras chaves: Coronavírus; Sars-CoV-2; Tomografia Computadorizada; Exposição Ocupacional;

ABSTRACT

In December 2019, a new Coronavirus, called Sars-CoV-2, was detected in China. This new Coronavirus has a high power of transmission and contamination of people through droplets and / or contaminated surfaces and objects, which led the World Health Organization (WHO) to decree the Covid-19 pandemic in March 2020. In addition, the Covid-19 causes serious respiratory problems and lung inflammation, causing the death of more than 1.5 million people across the world so far. The number of computed tomography (CT) examinations has increased in recent months, as CT images of the chest are being used as a way of diagnosing and monitoring the extent of pulmonary involvement in Covid-19. During the performance of the CT examination, it is necessary that a nursing / radiology professional perform manual ventilation on the patient with breathing difficulties. Thus, this professional is subject to risks of contamination to the Coronavirus and exposed to ionizing radiation. Given this exposition, this study is aimed to determine occupational doses, in various situations, through Monte Carlo simulation together with simulator objects representing professionals and pediatric patients, during the CT scan of the chest. The effective dose conversion coefficient ($CC(E)$) was obtained in two possible positions of the professional, and these were higher when the professional is positioned in front of the gantry facing the table. In this position, the highest $CC(E)$ was $1.02E + 04 \mu\text{Sv} / \text{Gy.cm}$ (0.01%), in the situation where the professional accompanies 10-year-old patients. In the second position, when the professional is located behind the side-facing gantry, the $CC(E)$ were 31% and 10% lower when monitoring patients aged 1 to 10 years, respectively. The organs of male professionals with the highest conversion rates for equivalent doses ($CC(H_T)$) were colon, stomach, breasts, testicles and liver. For the female professional, eyes and thyroid are also added, excluding the testicles. The use of personal protective equipment (PPE) was also evaluated, and it is concluded that the use of PPE led to a 93% dose reduction, being efficient in the radiological protection of professionals who accompany patients during the CT examination.

Key words: Coronavirus; Sars-CoV-2; Computed Tomography; Occupational Exposure;

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1.1: Painel interativo para rastrear COVID-19 criado por Dong (2020). Dados do dia 30/11/2020, extraído do Site ArcGis	20
Figura 3.1.2: Imagens de TC do tórax. (a) Opacidades em vidro fosco localizado no lobo inferior do pulmão direito de uma criança de 14 anos do sexo feminino; (b) Consolidação do sinal do halo localizado no lobo inferior do pulmão e vidro fosco de uma criança masculina de 10 anos. (c) Consolidações difusas e vidro fosco em ambos os pulmões de uma criança de 1 ano. Imagens extraídas de Xia <i>et al.</i> (2020)	21
Figura 3.2.1. (A) Protótipo de TC de Hounsfield; e a primeira imagem do cérebro de animal digitalizada (B). Imagem extraída do trabalho de Beckmann <i>et al.</i> (2005)..	22
Figura 3.2.2. (A) paciente posicionada no TC da EMI para o exame. Imagem extraída do trabalho de Hendee (1989);(B) Imagem digitalizada no primeiro exame de TC no cérebro humano. Imagem extraída do trabalho Beckmann <i>et al.</i> (2005)..	23
Figura 3.2.3. Esquema do movimento fonte e detectores. (A) Apenas uma fonte – feixe lápis - e detector; (B) Feixe ventilador e múltiplos detectores; (C) Feixe em leque rotativo; (D) Feixe em leque rotativo e com detectores fixos; (E) Dupla fonte e duplo conjunto de detectores. Imagens (A - D) extraídas e modificadas do trabalho Kalender <i>et al.</i> (2006) e a imagem (E) do trabalho Flohr <i>et al.</i> (2007)..	24
Figura 3.2.4: (A) Imagem do crânio obtido em um tomógrafo de 2004, extraída do Siemens (2020). (B) Imagem do crânio obtido em um tomógrafo de 1972, extraída de Beckmann <i>et al.</i> (2005).	24
Figura 3.3.1: As três configurações de aquisição de imagens. (A) Axial; (B) Helicoidal e (C) Multicortes. Imagens extraídas e traduzidas de Garvey <i>et al.</i> (2002)..	26
Figura 3.3.2: Sistema de colimadores em um Tomógrafo. – Imagens extraídas do trabalho Bushong (2010)..	26
Figura 3.3.3: (A) Sistema do Tomógrafo em que ocorre a detecção da energia da radiação pelo arco de detectores, imagens extraídas de Mourão (2007). (B) Matrizes de único detector ou múltiplos detectores, imagem extraída e traduzidas de Goldman (2008).	27
Figura 3.3.4: Escala de Hounsfield (UH) para os diferentes tecidos biológicos, imagens extraídas de Dowsett <i>et al.</i> (2006).	28
Figura 3.3.5: Escala de Hounsfield (UH) aplicada nas janelas de visualização da TC. (A) tecido ósseo; (B) tecidos do mediastino; (C) pulmões. Imagens extraídas e adaptada de Bushberg (2002)	28
Figura 3.4.1: Esquema do processo de atenuação do feixe quando “atravessa” uma espessura x de um material. Imagens extraídas de Okuno (2010).	29
Figura 3.4.2: Gráfico da curva das probabilidades de ocorrência das interações do fóton (energia) com a matéria (número atômico). Imagem extraída e traduzida de Cherry (1998).	30
Figura 3.4.1.1: Representação do efeito fotoelétrico. Imagens extraídas e adaptada de Bushberg (2012)	30
Figura 3.4.2.1: Representação do efeito Compton. Imagens extraídas e adaptada de Bushberg (2012)	31

Figura 3.5.1: O fóton interage com átomos na molécula de DNA, resultando em ionização e rompimento de ligações moleculares (efeito direto). E o fóton interage com uma molécula de água, resultando na formação de radicais livres (efeito indireto). Imagens extraídas e adaptada de BERG (2018).....	32
Figura 3.5.1.1: Risco de câncer por unidade de Dose (Risk per Unit Dose) em função da idade para exposição aguda de radiação ionizante (Age at Acute Exposure). As estimativas da ICRP estão representadas pela Linha tracejada e da BEIR V pela Linha contínua. Figura extraída de Brenner <i>et al.</i> (2001).....	33
Figura 3.7.1: Objetos simuladores adultos (a) matemáticos, extraído de KRAMER <i>et al.</i> (1982); (b) voxel, extraído de ICRP (2009); (c) de superfície mesh, extraído de CASSOLA <i>et al.</i> (2010); e (d) híbridos, extraído de LEE <i>et al.</i> (2010).	39
Figura 4.1.1: Sala de Tomografia simulada. (1) paredes de Barita; (2) porta blindada de chumbo; (3) visor do radiologista; (4) armário; (5) suporte do gantry; (6) gantry; (7) mesa do paciente; ...	44
Figura 4.2.1.1: Geometria da fonte de Raio-X. (1) capa do gantry de baquelita; (2 e 3) colimadores de chumbo; (4) fonte circular.	45
Figura 4.3.1: Objeto simulador virtual voxel do sexo feminino. (a) estrutura externa-pele; (b) sistema circulatório; (c) órgãos e tecidos. Imagens extraídas de CASSOLA <i>et al.</i> (2009) e CASSOLA <i>et al.</i> (2013).....	46
Figura 4.3.3: Objeto simulador virtual antropomórfico virtual de 1 e 10 anos (Masculino e Feminino), imagens extraídas de MELO LIMA <i>et al.</i> (2011) e CASSOLA <i>et al.</i> (2013).....	47
Figura 4.4.1: Duas posições do profissional ao acompanhar o paciente durante o exame de TC. (P1) posição 1 e (P2) posição 2.	47
Figura 4.4.2: Cenário da exposição ocupacional do objeto simulador Fash (1) na posição 1, durante o exame de TC (3) do tórax de uma criança feminina de 10 anos (2).....	48
Figura 4.4.3: Cenário de exposição ocupacional no exame de TC. O profissional é representado pelo objeto simulador Mash (1), na posição 1 (a) e posição 2 (b), e utiliza os equipamentos de proteção individual: (2) óculos; (3) protetor de tireoide; (4) avental de chumbo, durante o exame de TC do tórax de uma criança de 1ano (5).....	48
Figura 5.1.1: Gráfico dos órgãos do profissional masculino que receberam maiores $CC[HT]$, posicionado em duas possíveis posições para acompanhar os pacientes (1 e 10 anos) no exame de TC do tórax.....	51
Figura 5.2.1: Gráfico dos valores $CC[HT]$ nos olhos da profissional, com e sem o EPI, e nas posições 1e 2 para acompanhar os pacientes (1 e 10 anos) no exame de TC do tórax.....	52
Figura 5.2.2: Gráfico dos órgãos da profissional do sexo feminino que receberam maiores valores $CC[HT]$, posicionado em duas possíveis posições para acompanhar os pacientes (1 e 10 anos) no exame de TC do tórax	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.2.1: Comparação das configurações do tomógrafo de 1972 (Kalender <i>et al.</i> 2006) e com o de 2004 (Siemens, 2020).....	24
Tabela 3.8.1: Fatores de ponderação tecidual (wT) – Extraído da ICRP (2007)	40
Tabela 3.4.1: Parâmetros de varredura no exame de TC do tórax	49
Tabela 5.3.1: Valores de $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) do profissional no exame de TC tórax	54
Tabela A.1: Valores de $CC[HT]$ ($\text{Gy}\cdot\text{cm}$) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional masculino acompanhando uma criança de 1 ano.	65
Tabela A.2: Valores de $CC[HT]$ ($\text{Gy}\cdot\text{cm}$) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo feminino acompanhando uma criança de 1 ano.	66
Tabela A.3: Valores de $CC[HT]$ ($\text{Gy}\cdot\text{cm}$) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo masculino acompanhando uma criança de 10 anos do sexo feminino.	67
Tabela A.4: Valores de $CC[HT]$ ($\text{Gy}\cdot\text{cm}$) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo feminino acompanhando uma criança de 10 anos do sexo feminino.	68
Tabela A.5: Valores de $CC[HT]$ ($\text{Gy}\cdot\text{cm}$) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo masculino acompanhando uma criança de 10 anos do sexo masculino.	69
Tabela A.6: Valores de $CC[HT]$ ($\text{Gy}\cdot\text{cm}$) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo feminino acompanhando uma criança de 10 anos masculino.	70
Tabela A.7: Valores de $CC[HT]$ ($\text{Gy}\cdot\text{cm}$) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) na criança de 1 ano.	71
Tabela A.8: Valores de $CC[HT]$ ($\text{Gy}\cdot\text{cm}$) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) na criança de 10 anos do sexo masculino.	72
Tabela A.9: Valores de $CC[HT]$ ($\text{Gy}\cdot\text{cm}$) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) na criança de 10 anos do sexo feminino.	73

LISTA DE SIGLAS

ALARA	As Low As Reasonably Achievable
BEIR V	Biological Effects of Ionizing Radiation
CC	Coefficientes de Conversão
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
EPI	Equipamentos de proteção individual
FASH	<i>Female Adult MeSH</i>
Gy	<i>Gray</i>
ICRP	<i>Internacional Commission on Radiological Protection</i>
MASH	<i>Male Adult meSH</i>
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
MCNPX	<i>Monte Carlo N-Particle eXtended</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
Sv	<i>Sievert</i>
TC	Tomografia Computadorizada

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
2. OBJETIVOS	18
2.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
3. REVISÃO DA LITERATURA	19
3.1. COVID-19 E O USO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	19
3.2. BREVE HISTÓRIA DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	21
3.3. FUNCIONAMENTO DO TC: COMPONENTES E AQUISIÇÃO DE IMAGENS	25
3.4. INTERAÇÕES DA RADIAÇÃO IONIZANTE COM A MATÉRIA	29
3.4.1. <i>Efeito Fotoelétrico</i>	30
3.4.2. <i>Efeito Compton</i>	31
3.5. EFEITOS BIOLÓGICOS PROVENIENTE DA RADIAÇÃO IONIZANTE	31
3.5.1. <i>Radiossensibilidade: Criança x Adulto</i>	32
3.5.2. <i>Exposição ocupacional na TC</i>	34
3.6. PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	35
3.7. ESTUDOS DOSIMÉTRICO: MONTE CARLO E OBJETOS SIMULADORES	37
3.8. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	39
4. MATERIAIS E MÉTODOS	43
4.1. GEOMETRIA DA SALA	43
4.2. GEOMETRIA DO TOMÓGRAFO	44
4.2.1. <i>Fonte de Raios - X e Colimadores</i>	45
4.3. OBJETOS SIMULADORES VIRTUAIS	46
4.4. CENÁRIOS DE EXAMES DE TC	47
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	50
5.1 AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DO PROFISSIONAL MASCULINO	50
5.2 AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DO PROFISSIONAL FEMININO	51
5.3 COEFICIENTE DE CONVERSÃO DAS DOSES EFETIVAS ($CC[E]$) DO PROFISSIONAL	53
5.4 DOSES NO PACIENTE	55
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	56
REFERÊNCIAS	58
APÊNDICE A	65

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da medicina, tanto no diagnóstico como no tratamento de doenças, é também resultado da evolução dos exames diagnósticos baseados nos Raios X ou em radiações ionizantes, como radiografia convencional (BALONOV, 2012), mamografia (PISANO, 2005), tomografia computadorizada (KALENDER, 2011), angiografia (SPAIDE, 2015), radiologia intervencionista (CANEVARO, 2009) e medicina nuclear (ZIESSMAN, 2014). Estes exames baseados em radiações ionizantes são as maiores fontes de exposição do ser humano à radiação ionizante artificial (UNESCAR, 2010). Isso porque, com o emprego de radiação ionizante é possível visualizar as estruturas internas e anatômicas do corpo humano por meio de imagens obtidas durante a realização do exame, sem nenhum procedimento complexo ou cirúrgico.

Após a descoberta dos Raios X, os cientistas Allan M. Cormack e Sir Godfrey Hounsfield, criaram a tomografia computadorizada (TC), por meio de uso de métodos matemáticos na construção e no processo mecânico da TC, com o objetivo de visualizar tecidos moles compostos e a estrutura cerebral (HOUNSFIELD, 1973). Posteriormente, a TC foi aplicada na medicina para realização de exames diagnósticos em diferentes regiões anatômicas do corpo e, desta maneira os exames de TC aumentaram nos últimos anos no mundo (BELLOLIO *et al.*, 2017). No Brasil, o aumento foi de aproximadamente 58% no número de exames realizados no período de 2010 a 2018 (SILVA *et al.*, 2019).

Um dos motivos desse aumento é devido a capacidade da TC de detectar e diferenciar os coeficientes de atenuação de cada tecido biológico e, assim, possibilita distinguir níveis de densidade teciduais muito próximas ou até semelhantes. A resolução de imagens e detalhamento de tecidos biológicos complexos, com diferentes densidades, é de alta resolução na TC, ao contrário da radiografia convencional, pois a TC tem uma sensibilidade de detecção de diferentes coeficientes de atenuação de até 10 vezes maior que um exame de raios-X convencional (KALENDER, 2011). Essa possibilidade tem influenciado os médicos a solicitarem o exame TC para o estudo de imagens de tecidos moles, em regiões como o crânio, tórax e abdômen.

No ano de 2020, houve um crescimento na quantidade de exames do tórax de TC realizados, devido à Pandemia causada pelo Covid-19. No final de 2019, foi identificada a circulação de um novo Coronavírus (SARS-CoV-2), e sua transmissão entre humanos, através do contato direto ou contato com superfícies e objetos contaminados (CHEN *et al.*, 2020). Esta doença afeta os pulmões e o sistema respiratório, se assemelhando à pneumonia. As imagens de TC do tórax permitem a visualização, avaliação e monitoramento das extensões da doença, apresentando sinais de infecção do Coronavírus, sendo eles, a opacidade em vidro fosco, consolidações e sinal de halo investido (HUANG *et al.*, 2020; XIE *et al.*, 2020). Desta maneira é

possível acompanhar a evolução dos quadros clínicos dos pacientes infectados pela Covid-19, tanto os assintomáticos e quanto os sintomáticos com complicações pulmonares graves.

Devido as dificuldades respiratórias, os pacientes necessitam de equipamentos respiratórios, e durante a realização do exame de TC, precisam ser acompanhados por um profissional da saúde enfermeiro/técnico de radiologia, para realizar a ventilação manual do paciente, em especial nas crianças. Durante o exame de TC tórax é fundamental que o paciente permaneça imóvel ou realize o mínimo de movimento, por esse motivo algumas crianças são sedadas e colocadas em sistema manual respiratório, em que o enfermeiro ou técnico de radiologia realiza manualmente o controle da respiração, prendendo e soltando o ar dos pulmões, quando solicitado pelo radiologista, para as obtenções das imagens do tórax. Há outras situações, em que um profissional precisa acompanhar o paciente durante a realização do exame de TC, como as necessárias em cuidados especiais em pacientes com múltiplos traumas, contenção de crianças ou a contenção do paciente e administração de contrastes para os exames de PET/CT (AL-HAJ *et al.*, 2003; KOBAYASHI *et al.*, 2012; SOOKPENG *et al.*, 2019).

Ao acompanhar os pacientes com Covid-19, durante o exame de TC, os profissionais correm o risco de serem contaminados pelo vírus, além dos efeitos biológicos provenientes da exposição à radiação ionizante. Durante um procedimento de TC, os Raios X podem interagir diretamente ou indiretamente com os tecidos e as moléculas do corpo humano, e assim ocasionando reações teciduais ou efeitos estocásticos. Os primeiros casos de surgimento ou aparecimento de efeitos biológicos foram as dermatites, câncer de pele, leucemia (VON JAGIC *et al.*, 1911), cataratas (VAÑO *et al.*, 1998) e tumores cerebrais (FINKELSTEIN, 1998), nos profissionais da radiologia e na equipe multiprofissional, devido a exposição diária à radiação ionizante. O surgimento desses efeitos biológicos nos profissionais deu origem ao termo "*exposição ocupacional*" (LINET *et al.*, 2010).

A exposição ocupacional é uma preocupação mundial, por isso, na literatura pode-se encontrar diversos trabalhos referente às doses recebidas pelos profissionais da radiologia intervencionista (KIM *et al.*, 2012; SANTOS *et al.*, 2018). Porém, sobre exposições desses profissionais em TC são encontrados poucos trabalhos (HEILMAIER *et al.*, 2016; NANG, 2017; SOOKPEN *et al.*, 2019), que estudam as doses nos profissionais que acompanham os pacientes durante a realização do exame convencional de TC. O estudo suíço de Heilmaier (2016) criou um sistema denominado "semáforo" em que estabelece diferentes áreas de exposição à radiação ionizante em uma sala de TC, nas quais os profissionais podem ficar ou não, de acordo com o nível de dose. Em seus estudos de TC crânio, Sookpeng (2019) observou uma dose equivalente na lente dos olhos do profissional de 0,2 mSv. Com os resultados obtidos pelos dosímetros, Nang

(2017) concluiu que, as doses em torno do equipamento do TC foram 96 μGy em frente ao *gantry* e nas laterais 0,42 μGy .

Na literatura, os poucos estudos encontrados, utilizaram objetos simuladores físicos e dosímetros, que são ferramentas e recursos limitados, uma vez que o avanço tecnológico já possibilita o emprego de simuladores antropomórficos virtuais, que são mais eficientes e apresentam semelhanças nas reais estruturas dos órgãos e tecidos presentes no corpo humano (CASSOLA *et al.*, 2010; LEE *et al.*, 2010), sendo possível determinar de maneira eficiente as doses absorvidas em cada órgão.

Nesse sentido e considerando o cenário da Pandemia do Covid-19, este trabalho teve o objetivo de estudar e avaliar as doses recebidas pelos profissionais, do sexo masculino e feminino, durante o acompanhamento e a realização de cuidados especiais aos pacientes pediátricos em exame de TC do tórax. Para isso, foi utilizado o método Monte Carlo, que calcula de maneira estatística as interações da radiação com a matéria, por meio do transporte de energia de diferentes partículas (YORIYAZ, 2009), juntamente com objetos simuladores antropomórficos virtuais.

Este trabalho buscou responder aos seguintes questionamentos: (i) Quais os valores de doses recebidas pelo profissional que acompanha o paciente durante a realização de um exame de TC de tórax?; (ii) Existe uma posição mais adequada para proteção desse profissional que resulte em uma menor à exposição à radiação ionizante?; (iii) Quais tecidos, órgãos e regiões do profissional recebem maiores doses?

2. OBJETIVOS

Este trabalho teve o intuito de determinar e avaliar as doses recebidas pelos profissionais quando são expostos à radiação ionizante durante o acompanhamento do paciente na realização de exames de TC do tórax, para o diagnóstico do Covid-19 e monitoramento dos avanços das infecções pulmonares ocasionados pelo vírus SARS-CoV-2. Para o alcance desse objetivo, foi utilizada a simulação Monte Carlo juntamente com objetos simuladores antropomórficos virtuais representando os profissionais e pacientes durante o exame de TC. Com os resultados obtidos pretendeu-se responder os questionamentos já levantados, e auxiliar na conscientização e treinamento dos profissionais em relação à proteção radiológica.

Por meio da coleta de informações com os profissionais sobre como são realizados os exames de TC do tórax, como esses profissionais se posicionam para realizar o atendimento e acompanhar o paciente pediátrico no exame, foi possível criar os cenários que representam a realidade de tal exame. Também foram calculados os coeficientes de conversão para as doses equivalentes ($CC[H_T]$) e efetivas ($CC[E]$) dos profissionais e pacientes. Por fim, os cenários dos exames foram avaliados com o intuito de determinar quais posições são as mais seguras, de acordo com as normas de proteção radiológica.

2.1. Objetivos específicos

- Criar cenários de exames de tórax de TC com os objetos simuladores antropomórficos virtuais;
- Calcular os coeficientes de conversão para as doses equivalentes ($CC[H_T]$) e efetivas ($CC[E]$) dos profissionais e pacientes;
- Determinar as maiores doses recebidas pelos órgãos dos profissionais;
- Determinar as posições mais seguras para o profissional se posicionar durante o exame.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1. Covid-19 e o uso de Tomografia Computadorizada

Na China, em Dezembro de 2019, foram relatados os primeiros casos da Síndrome Respiratória Aguda Grave Corona vírus 2 (SARS-Cov-2) (CHEN *et al.*, 2020; ZU *et al.*, 2020), denominada posteriormente pela Organização Mundial da Saúde (OMS) como Covid-19 (OMS, 2020). O SARS-Cov-2 é um vírus de RNA (ácido ribonucleico) de molécula única e composta de pelo menos de 30.000 nucleotídeos (UZUNIAN, 2020). Lu *et al.* (2020) apontam que este vírus faz parte do grupo do conjunto de coronavírus, causador da Síndrome Respiratória Aguda Grave (SARS) e do Oriente Médio (MERS-Cov), em que o genoma desse novo Coronavírus apresentou 79% da sequência genética do vírus causador da SARS e aproximadamente 50% da MERS.

Os pacientes infectados pelo vírus causador da Covid-19 podem ser assintomáticos ou apresentarem sintomas similares a uma gripe, sendo febre, tosse, fadiga. Em alguns casos o quadro clínico pode evoluir para graves problemas respiratórios, devido ao processo de pneumonite intersticial. Além disso, a Covid-19 possui uma alta faixa de transmissão, por meio gotículas em contato direto ou contato com superfícies e objetos contaminados (LIU e ZHANG, 2020; SEDAGHAT *et al.*, 2020; YAN *et al.*, 2020). Por conta do seu poder de transmissão, rapidamente a Covid-19 se espalhou pelo o Mundo, e em 11 de Março de 2020, a Organização Nacional OMS decretar o estado de Pandemia.

Essa nova doença ocasionou a morte de milhares de pessoas, de acordo com os dados simultâneos do painel interativo para rastrear Covid-19, criando pelo pesquisador Ensheng Dong e disponibilizado pelo site da ArcGis (Figura 3.1.1), deste o começo da primeira confirmação da Covid-19 até o dia 30 de Novembro de 2020, 62.862.137 casos foram confirmados mundialmente. O Brasil teve 6.314.740 casos, ficando em terceiro lugar dos países com mais casos confirmados pela Covid-19. Infelizmente, concomitantemente foram registradas 1.461.571 mortes no mundo, com 172.833 mortes no Brasil, sendo o segundo país com mais mortes registradas ocasionadas pela Covid-19.

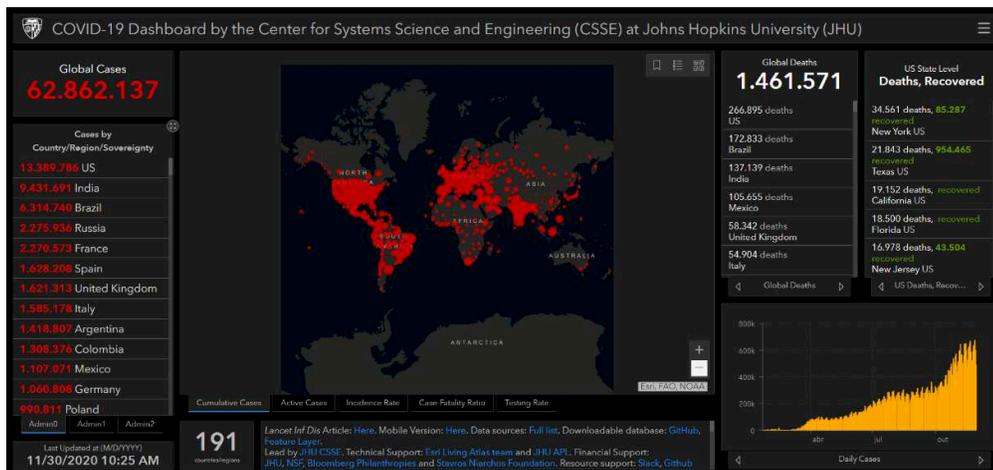


Figura 3.1.1: Painel interativo para rastrear COVID-19 criado por Dong (2020). Dados do dia 30/11/2020, extraído do Site ArcGis

O exame de diagnóstico padrão utilizado para a confirmação da infecção ocasionada pelo corona vírus é baseado em reação de polimerase do RNA do vírus (RT-PCR), em que são coletados amostras de gotículas e secreção do nariz e garganta. Porém, esse exame apresenta uma alta taxa de resultados falsos negativos e é indisponível para testagem em massa da população (WU *et al.*, 2020; XIE *et al.*, 2020). Além disso, esse exame não estabelece o grau de infecção pulmonar que o vírus causa no paciente. Na busca por um meio diagnóstico que forneça tais informações, Huang *et al.* (2020) utilizaram o exame de TC convencional em 41 pacientes diagnosticados com Covid-19, publicando o primeiro artigo com os padrões e sinais de infecção pulmonar ocasionados pelo Coronavírus.

A partir do trabalho de Huang *et al.* (2020), as imagens de TC do tórax em pacientes com Covid-19 foram utilizadas na China (WU *et al.* 2020) e em todo o mundo, com o objetivo médico de visualizar, avaliar e monitorar as extensões da doença, ocasionadas pela infecção do vírus, sendo eles, as opacidades em vidro fosco, consolidações e sinal de halo invertido (HUANG *et al.*, 2020; XIE *et al.*, 2020). Estes sinais padrões obtidas nas imagens de TC auxiliam no diagnóstico dos pacientes assintomáticos, ou com RT-PCR falso negativo. Desta maneira é possível diagnosticar e acompanhar a evolução dos quadros clínicos dos pacientes infectados pela Covid-19. Porém, é importante salientar que as imagens de TC não podem ser o único exame para a confirmação da Covid-19, sendo necessário o exame de RT-PCR, para que o médico possa determinar a contaminação do paciente pelo vírus (CBR, 2020; ACR, 2020).

O estudo de Xie *et al.* (2020), conduzido com 20 pacientes pediátricos com idades entre 1 ano a 14 anos de ambos os sexos, determinou sinais padrões de infecções do vírus agente da Covid-19 nas imagens de TC do tórax nesses pacientes, desde o estágio inicial até o estágio de

recuperação. Esses sinais padrões são opacidades em vidro fosco, consolidações e sinal de halo invertido (HUANG *et al.*, 2020; XIE *et al.*, 2020), que foram apresentados nas imagens de pacientes adultos e também nas imagens de TC das crianças (Figura 3.1.2).

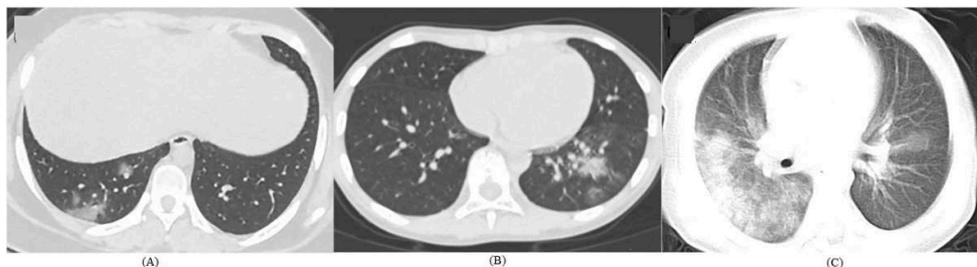


Figura 3.1.2: Imagens de TC do tórax. (a) Opacidade em vidro fosco localizado no lobo inferior do pulmão direito de uma criança de 14 anos do sexo feminino; (b) Consolidação do sinal do halo localizado no lobo inferior do pulmão e vidro fosco de uma criança masculina de 10 anos. (c) Consolidações difusas e vidro fosco em ambos os pulmões de uma criança de 1 ano. Imagens extraídas de Xia *et al.* (2020).

3.2. Breve História da Tomografia Computadorizada

Em 1895, ocorreu um marco na história da comunidade científica e na área médica, sendo a descoberta dos Raios X, pelo físico Wilhelm Conrad Röntgen. Essa descoberta possibilitou pela primeira vez visualizar partes anatômicas internas do corpo humano, sem a necessidade de intervenções cirúrgicas (NAVARRO, 2009). Posteriormente, houve o desenvolvimento de exames diagnósticos baseados em Raios X, ou em radiações ionizantes, como a radiografia convencional (BALONOV, 2012), mamografia (PISANO, 2005), tomografia computadorizada (KALENDER, 2011), angiografia (SPAIDE, 2015), radiologia intervencionista (CANEVARO, 2009), medicina nuclear (ZIESSMAN, 2014), dentre outros.

Na literatura disponível sobre a descoberta da Tomografia Computadorizada (TC), pode-se encontrar dois cientistas principais, Allan M. Cormack e Sir Godfrey Hounsfield, que influenciaram e criaram essa ferramenta de diagnóstico. Ao se tratar do físico Cormack, a sua contribuição foi na criação do método matemático para determinar coeficientes de doses absorvidas pelo corpo humano, em diferentes regiões anatômicas, mas em especial aquelas constituídas de tecido mole (CORMACK, 1963), no ano de 1963. Já o engenheiro Hounsfield, concentrou-se na formulação, construção e no processo mecânico da TC, com o objetivo de visualizar tecidos moles compostos na estrutura cerebral, e assim ele foi considerado o inventor da TC (HOUNSFIELD, 1973).

O protótipo criado por Hounsfield (Figura 3.2.1) utilizava fatias (partes) de cérebro de animais, como porco e boi, para realizar a obtenção de imagens por meio da radiação ionizante,

produzida pelo tubo de Raios X. O objetivo de Hounsfield era obter imagens de um objeto tridimensional (3D) por meio de fatias (axiais) com o intuito de mostrar partes de tecidos moles presentes no cérebro. Seguindo Ambrose *et al.* (1973), Hounsfield percebeu que era mais eficiente obter imagens em cortes do cérebro do que considerá-lo por inteiro (volume) durante o processo de radiação, porém a duração para coleta de informações eram em torno de 9 dias, e mais 2,5 horas para reconstruir a imagem no *mainframe* ICL 1905 (Figura 3.2.1).

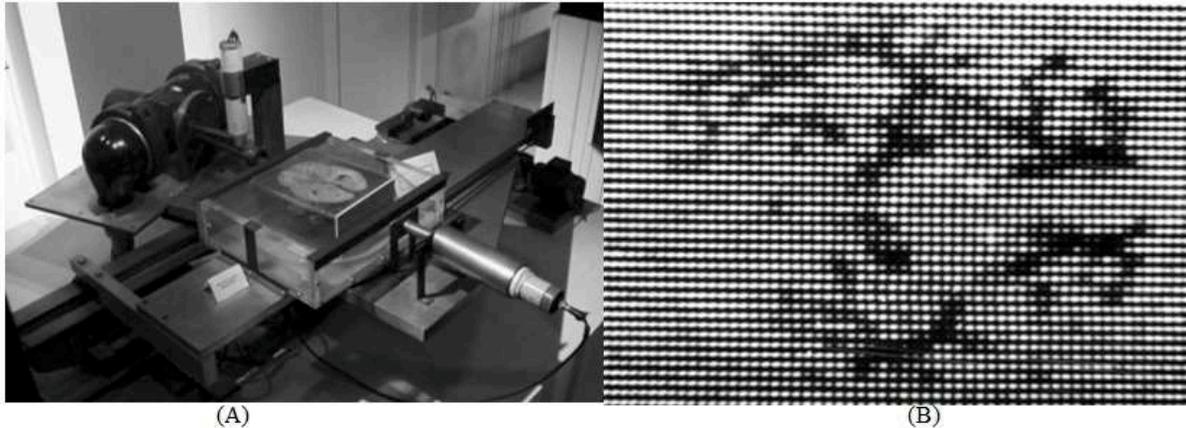


Figura 3.2.1. (A) Protótipo de TC de Hounsfield; e a primeira imagem do cérebro de animal digitalizada (B). Imagem extraída do trabalho de Beckmann *et al.*(2005).

De acordo com o próprio Hounsfield (1973), ele apresentou os resultados obtidos com o cérebro de animais no 32º Congresso Britânico Instituto de Radiologia. Isto despertou o interesse dos médicos e cientistas de aplicarem os estudos de Hounsfield na área da neurologia humana, além de empresas, como a *Electrical Musical Instruments* (EMI) Ltda, em desenvolver um tomógrafo para humanos. Desta maneira, de acordo com Kalender *et al.* (2011), as primeiras imagens médicas de TC foram realizadas em Londres, no ano de 1972, no hospital Atkinson Morley. As imagens foram obtidas pelo tomógrafo da empresa britânica EMI, com o intuito de diagnosticar um tumor neural, localizado na região do lobo frontal, de uma paciente mulher de 41 anos (Figura 3.2.2). Em decorrência de suas pesquisas, o sucesso e a eficiência da TC na área da medicina para diagnóstico, A. M. Cormack e S. G Hounsfield ganharam o Prêmio Nobel de medicina, em 1979. Além disso, influenciaram nos avanços dos estudos na área da neurociência por meio dos exames de TC do crânio (CALZADO, 2010).

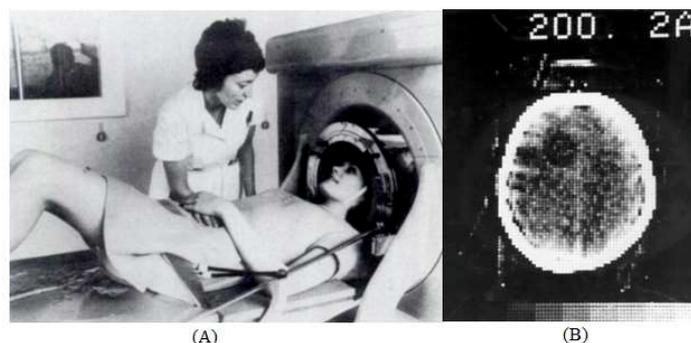


Figura 3.2.2. (A) paciente posicionada no TC da EMI para o exame. Imagem extraída do trabalho de Hendee (1989); (B) Imagem digitalizada no primeiro exame de TC no cérebro humano. Imagem extraída do trabalho Beckmann *et al.* (2005).

A partir daí, começou o grande aumento na produção e comercialização de tomógrafos no mundo. Em 1972, dois anos depois das primeiras imagens médicas, já existiam em torno de 60 equipamentos da EMI espalhados no mundo, e em 1980, esse número foi para mais de 10 mil. Isto impulsionou outras empresas, como Siemens, a investirem no mercado de produção de tomógrafos. De acordo com Bontrager *et al.* (2010) as diferenças entre os tomógrafos atuais e os primeiros equipamentos residem no modo de obtenção de imagens, determinado pela quantidade de detectores, do tubo de Raios X, da aparelhagem mecânica, reconstrução e o tempo de exposição para obtenção da imagem.

Toda a história da tomografia foi marcada pelo planejamento e criação de mecanismos do tubo de Raios X com detectores para obter melhores imagens no menor tempo possível. O primeiro protótipo de tomógrafos produzia um feixe de radiação X tipo lápis (*pencil beam*) e possuía um único detector (MOURÃO, 2007), além disso, os seus movimentos eram lineares e semicirculares (Figura 3.2.3 A), resultando mais de um dia para a obtenção de todas as imagens (KALENDER, 2006) da região estudada.

O segundo mecanismo foi marcado pela utilização de até 30 detectores e na mudança do feixe tipo lápis para *partial fan beam* (Figura 3.2.3 B), resultando em uma diminuição do tempo de obtenção da imagem para 300 segundos (BONTRAGER, 2010). No terceiro mecanismo destacou-se o movimento do feixe em um estreito leque com mais de 800 detectores (Figura 3.2.3 C) levando a um tempo de aquisição de apenas 1 a 5 segundos (CALZADO, 2010). O quarto mecanismo compreende o movimento rotacional contínuo da fonte em uma abertura em leque e com múltiplos detectores fixos no arco (Figura 3.2.3 D), levando o tempo de aquisição para menos de 1 segundo (KALENDER, 2006). O quinto mecanismo é a mais recente tecnologia em TC, que utiliza dois tubos de Raios X e duplo conjunto de detectores (Figura 3.2.3 E), que proporcionam ótimas qualidades de imagens em apenas 0,33 segundos (KALENDER, 2006).

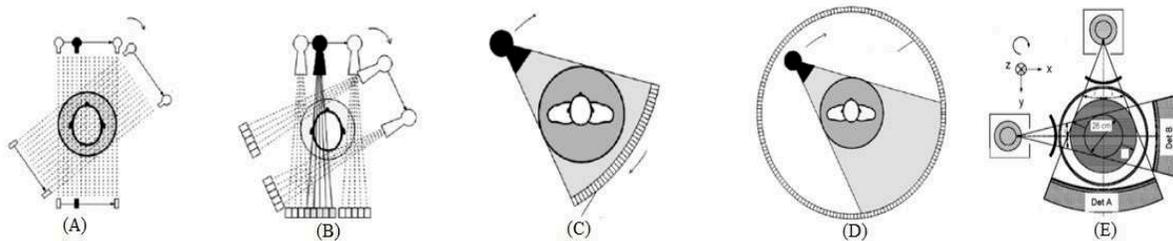


Figura 3.2.3. Esquema do movimento fonte e detectores. (A) Apenas uma fonte – feixe lápis - e detector; (B) Feixe ventilador e múltiplos detectores; (C) Feixe em leque rotativo; (D) Feixe em leque rotativo e com detectores fixos; (E) Dupla fonte e duplo conjunto de detectores. Imagens (A - D) extraídas e modificadas do trabalho Kalender *et al.* (2006) e a imagem (E) do trabalho Flohr *et.al* (2007).

A diferença entre a qualidade das imagens de um exame, por exemplo de crânio, obtidas no primeiro modelo comercial de tomógrafo de 1972 (Figura 3.2.4 B) e de um tomógrafo da Siemens de 2004 (configurações de mecanismos mais comum nos hospitais e utilizado como estudo neste trabalho) está representada na Figura 3.2.4 A. Para a aquisição da imagem cada tomógrafo teve as suas configurações de resolução da matriz, tamanho dos cortes e tempo de aquisição (Tabela 3.2.1), de acordo com o trabalho de Kalender *et al.* (2006) e do Siemens (2020).

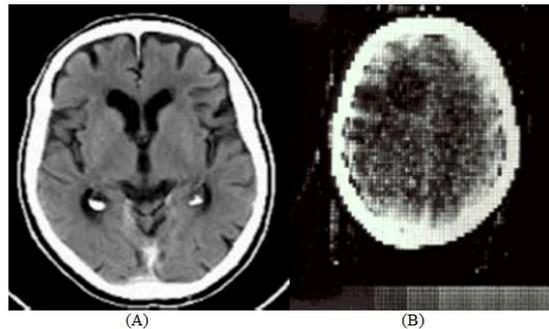


Figura 3.2.4: (A) Imagem do crânio obtido em um tomógrafo de 2004, extraída do Siemens (2020). (B) Imagem do crânio obtido em um tomógrafo de 1972, extraída de Beckmann *et al.* (2005).

Tabela 3.2.1: Comparação das configurações do tomógrafo de 1972 (Kalender *et al.* 2006) com o de 2004 (Siemens, 2020).

Configurações	Tomógrafo 1972	Tomógrafo 2004
Tempo de Aquisição (s)	300	0.33 -0.5
Matriz (<i>voxels</i>)	80 × 80	512 × 512
Tamanho da fatia (mm)	13	0.5-1

3.3. Funcionamento do TC: Componentes e aquisição de Imagens

Pode-se definir o exame de tomografia como uma sequência de imagens em planos ou cortes, e desta maneira os cortes realizados nas estruturas anatômicas do corpo humano não são sobrepostos nas imagens obtidas (MOURÃO, 2007). Em uma sala de TC os principais componentes do equipamento são o *gantry*, maca do paciente e o sistema de controle.

Cada componente é essencial para a realização do exame, em que o paciente será posicionado na maca que será movimentada para dentro do *gantry* (BUSHONG, 2010). De maneira simplificada, o exame será realizado com a movimentação da maca e a rotação de 360° do tubo de Raios X e do conjunto de detectores. O mecanismo de movimentação do tubo de Raios X e a mesa variam de acordo com as configurações de aquisição de imagens, sendo axial, helicoidal ou múltiplos cortes.

Cada uma dessas configurações representam uma geração de tomógrafos e o avanço tecnológico aplicado na medicina para melhorar o desempenho e qualidade das imagens. A primeira configuração de aquisição de imagens foi a axial (convencional) em que cada corte era obtido por uma volta do tubo de Raios X e conjunto de detectores (Figura 3.3.1 A). Para o próximo corte, a radiação do tubo é interrompida e a mesa reposicionada, e assim por diante até a aquisição da imagem total da região anatômica.

Diferente da aquisição axial, a configuração helicoidal (volumétrica) é caracterizada pelo movimento simultâneo da mesa com a rotação do tubo de Raios X e detectores para a obtenção das imagens (Figura 3.3.1 B). A aquisição helicoidal possibilitou o crescimento da utilização de TC para estudos do tórax e abdômen, pela vantagem de obter imagens em um intervalo de tempo semelhante à duração de uma respiração, reduzindo o aparecimento de artefatos nas imagens (MAIA, 2005; MOURÃO, 2007).

Utilizando o mesmo mecanismo de movimentação simultânea da mesa e do tubo de Raios X, a aquisição de multicortes difere da helicoidal em relação a quantidade de cortes realizados, pois a aquisição da imagem da região anatômica é obtida por múltiplos cortes (Figura 3.3.1 C). Devido ao conjunto de detectores presentes no tomógrafo, são realizados múltiplos cortes em uma rotação da fonte de Raios X (MOURÃO, 2007). Com a aquisição em multicortes, há uma menor exposição do paciente a radiação e melhor qualidade na imagem (KALENDER, 2006; BUSHONG, 2010).

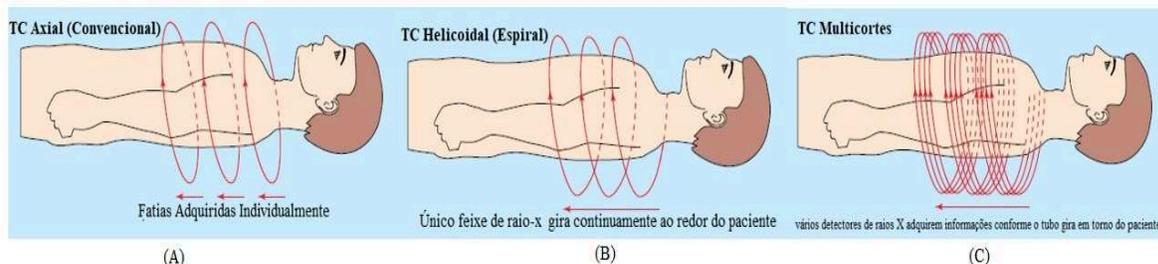


Figura 3.3.1: As três configurações de aquisição de imagens TC. (A) Axial; (B) Helicoidal e (C) Multicortes. Imagens extraídas e traduzidas de Garvey *et al.* (2002).

Independentemente da configuração de aquisição de imagens, o *gantry* do tomógrafo é um suporte em arco composto por 3 componentes centrais ou principais para a realização do exame, que são o tubo de Raios X, conjunto de colimadores e detectores. O tubo de Raios X é responsável pela produção dos Raios X com energia entre 20 e 150 keV.

Os equipamentos de TC possuem um sistema de filtros para baixas energias, e também um sistema de colimadores posicionados antes e depois do paciente (Figura 3.3.2). O colimador pré-paciente tem a função de delimitar o tamanho da abertura (largura) do feixe de radiação, necessário para realização do exame específico na região anatômica de estudo, sem o aumento da dose recebida pelo paciente. Geralmente esse colimador varia a espessura do feixe de 0,5 até 20 mm (MCNITT-GRAY, 2002; KALENDER, 2011), de acordo com a região irradiada. Ou seja, o colimador pré-paciente define a espessura do corte.

Para reduzir a radiação espalhada é empregado o colimador pós-paciente (BUSHBERG *et al.*, 2002) (Figura 3.3.2). Esse colimador estabelece os padrões de qualidade das imagens e remove boa parte da radiação espalhada.

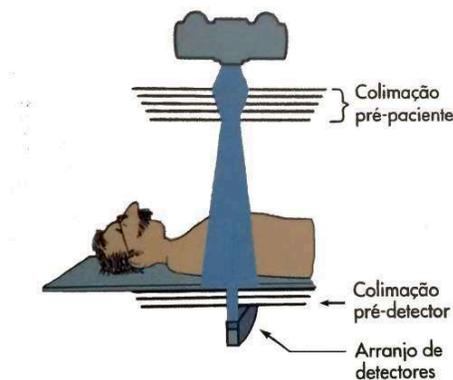


Figura 3.3.2: Sistema de colimadores em um Tomógrafo. Imagem extraída de Bushong (2010).

Geralmente os detectores de um tomógrafo são de gases ou sólidos (cintiladores), de acordo com o modelo, em que a eficiência de sensibilidade em detectar os fótons é de,

aproximadamente, 70% para os detectores de sólidos e 90% para os detectores a gás (IAEA, 2014). A radiação ou a energia dos fótons depositados nos detectores será convertida em números de uma escala, ou nível, de atenuação da radiação (OLIVEIRA, 2011).

As informações recebidas nos detectores serão transformadas em sinais digitais pelo sistema de reconstrução da imagem (Figura 3.3.3 A). A evolução histórica do tomógrafo apresentou duas configurações de arcos de detectores, sendo com uma fileira (*Single Detector Computed Tomography*) ou mais fileiras (*Multi Detector Computed Tomography*) (Figura 3.3.3 B). A quantidade de cortes realizada durante uma rotação completa do tubo (360°) será proporcional à quantidade de fileiras no arco de detectores. Ou seja, nos tomógrafos com múltiplos detectores serão realizados mais cortes em um giro completo do tubo de Raios X. Esse arco (matriz) de detectores influencia na obtenção dos dados, na construção e na qualidade das imagens.

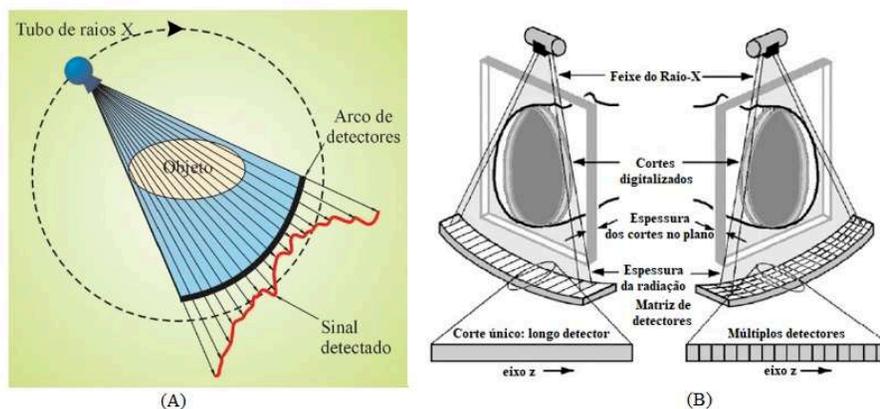


Figura 3.3.3: (A) Sistema do Tomógrafo em que ocorre a detecção da energia da radiação pelo arco de detectores, imagens extraídas de Mourão (2007). (B) Matrizes de único detector ou múltiplos detectores imagens extraídas e traduzidas de Goldman (2008).

A matriz de detectores é importante para a aquisição das imagens obtidas por meio da colimação e atenuação da radiação ionizante. Para essa aquisição de imagens, os tomógrafos apresentam um sistema de resolução espacial fundamental que possibilita distinguir níveis de densidade teciduais muito próximas. Desta forma, os diferentes compostos, ou substâncias biológicas, são delimitados por uma escala de coeficiente de atenuação representada pelo número de TC, que possui a unidade de Hounsfield (UH) (MAIERHOFER, 2001). Esta escala de coeficiente de atenuação é representada por faixas ou níveis de -1000 (ar) a +1000 (ossos) UH, tendo como base o nível 0 (água) (Figura 3.3.4).

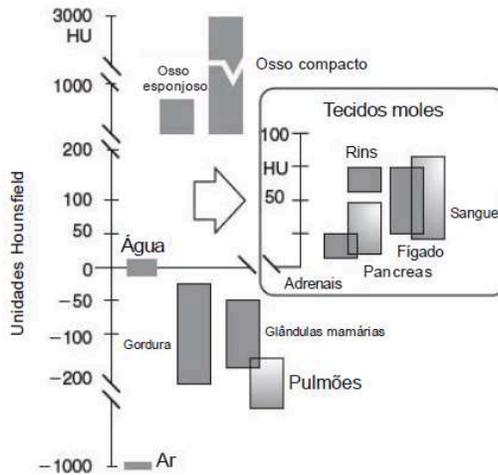


Figura 3.3.4: Escala de *Hounsfield* (UH) para os diferentes tecidos biológicos, imagem extraída de Dowsett *et al.* (2006).

Com a escala de coeficiente de atenuação UH, cada tecido biológico terá um valor convertido em variações de tons de cinza, brancos (superior +1000) e preto (inferior -1000) na imagem de TC. Isso porque cada número de TC é resultado da interação da radiação ionizante com tecido de determinada densidade. Assim, os maiores coeficientes de atenuação serão representados na imagem por tons mais claros. Já os níveis de menor atenuação serão os tons mais escuros (MAIERHOFER, 2001; MOURÃO, 2007). Como exemplo é apresentado uma TC do tórax, em que são aplicadas diferentes janelas de visualização, para realçar os tecidos ósseos (Figura 3.3.5 A), as regiões do mediastino (Figura 3.3.1.5 B) e os pulmões (Figura 3.3.1.5 C).

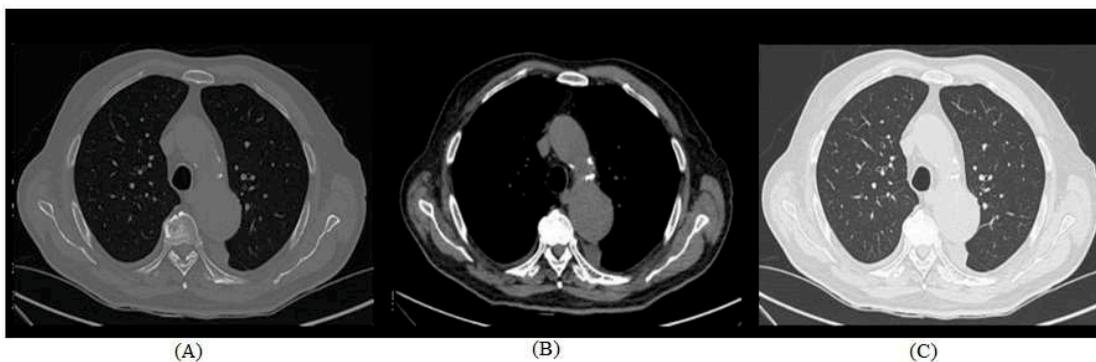


Figura 3.3.5: Escala de *Hounsfield* (UH) aplicada nas janelas de visualização da TC. (A) tecido ósseo; (B) tecidos do mediastino; (C) pulmões. Imagens extraídas e adaptadas de Bushberg (2002)

Esse sistema de alteração das janelas de visualização, e a capacidade de detectar e diferenciar os coeficientes de atenuação em cada tecido biológico, influencia na escolha dos médicos em solicitarem o exame TC para o estudo de imagens de tecidos moles dos órgãos nas regiões anatômicas, como o crânio, tórax e abdômen, ao invés da radiografia convencional de

Raio-X. Segundo Kalender (2011), a TC tem uma sensibilidade de detecção de diferentes coeficientes de atenuação de 10 vezes maior que um exame de Raios-X convencional. Por conta dessa sensibilidade da TC, seu uso foi intensificado durante a pandemia da Covid-19, pois as imagens obtidas ajudam no diagnóstico da doença e monitoramento das extensões das inflamações pulmonares ocasionadas pelo Coronavírus.

3.4. Interações da Radiação Ionizante com a Matéria

Por utilizar radiação ionizante, as imagens dos exames de diagnóstico são resultado da interação da radiação com os diferentes materiais e tecidos biológicos. Tauhata *et al.* (2013) explicam que a interação da radiação com o meio ocorre quando há alteração da energia ou da direção do fóton. Ou seja, quando feixe de radiação incide em um material, ocorre uma interação, em que boa parte da energia é absorvida, e a outra parte atravessa esse material, tendo um novo feixe de radiação emergente que apresenta uma intensidade diferente da energia inicial do fóton antes da interação (Figura 3.4.1). Esse processo é denominado de atenuação de fótons, que varia de forma exponencial de acordo com a espessura do material que ocorrerá a interação da radiação, segundo a lei de *Lambert-Beer* (SILVA, 1998; OUKUNO, 2010). Desta maneira, quanto maior a espessura do corpo irradiado menor será a intensidade do feixe emergente, pois haverá atenuação do feixe pelo material.

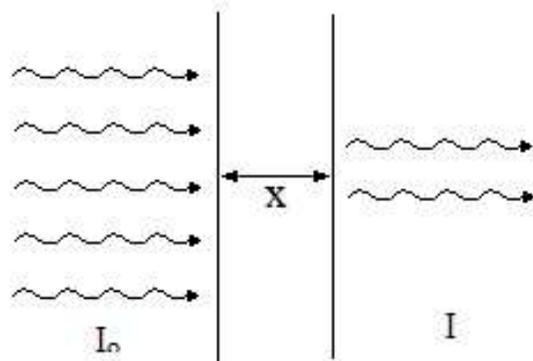


Figura 3.4.1: Esquema do processo de atenuação do feixe quando “atravessa” uma espessura x de um material. Imagem extraída de Okuno (2010).

É por conta do processo de atenuação da radiação com os tecidos biológicos, que as imagens do TC são obtidas, como apresentado no tópico anterior. Além disso, também há dois efeitos predominantes de interação da radiação com a matéria, nesta faixa de energias, que são o efeito fotoelétrico e *Compton*. De acordo com a Figura 3.4.2, a prevalência dos efeitos está relacionada com a energia da radiação incidente e o número atômico do material alvo. Desta

maneira, pode-se observar que para fótons com baixas energias, interagindo com um meio de maior número atômico, há prevalência do efeito fotoelétrico. Considerando as características dos exames de TC, o efeito *Compton* é predominante (KALENDER, 2011).

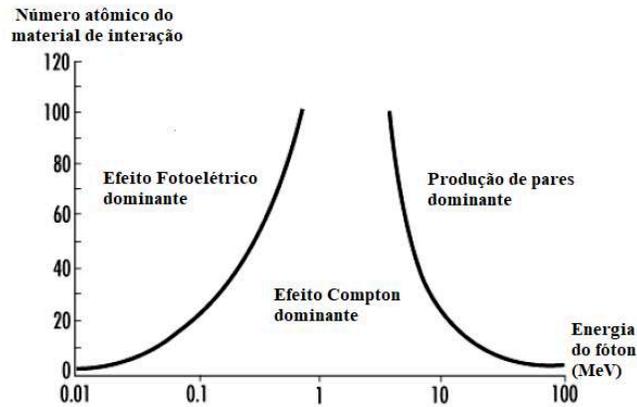


Figura 3.4.2: Gráfico da curva das probabilidades de ocorrência das interações do fóton (energia) com a matéria (número atômico). Imagem extraída e traduzida de Cherry (1998).

3.4.1. Efeito Fotoelétrico

Em 1905, o físico Albert Einstein explicou o efeito fotoelétrico (EINSTEIN, 1905), que consiste em uma interação e transferência completa da energia de um fóton com o elétron presente no átomo. Os fótons de baixa energia, produzidos no tubo de Raios X, interagem com um elétron do átomo. Caso esta energia seja suficiente ou superior à energia de ligação eletrônica, este elétron irá absorver toda a energia e será ejetado da nuvem eletrônica com uma determinada energia cinética (Figura 3.4.1.1). Esta energia cinética do elétron ejetado é obtida pela diferença das energias do fóton incidente e da energia de ligação eletrônica (OKUNO, 2010; BUSHBERG, 2012; TAUHATA, 2013). Além disso, com o desequilíbrio na nuvem eletrônica do átomo, em que o elétron ejetado cria uma vacância, outro elétron, de nível energético superior, se desloca para esse nível inferior.

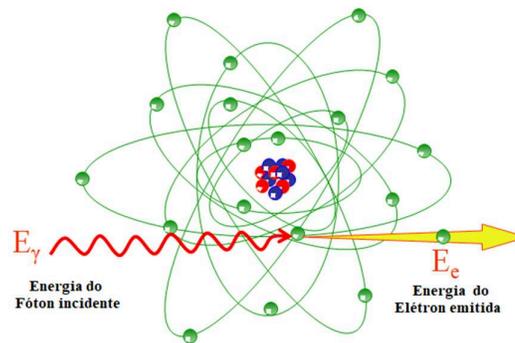


Figura 3.4.1.1: Representação do efeito fotoelétrico. Imagem extraída e adaptada de Bushberg (2012)

3.4.2. Efeito Compton

Ao contrário do efeito fotoelétrico, em que toda energia do fóton é transferida para o elétron, no efeito Compton apenas uma parte da energia é absorvida pelo elétron presente no átomo. Em seus estudos sobre os efeitos dos Raios X no grafite, o físico Arthur H. Compton, explicou que este efeito é proveniente da conservação de energia e momento durante a interação do fóton com o elétron (COMPTON, 1923). Assim, durante um exame de TC, um fóton com alta energia, produzido no tubo de Raios X, incide em um elétron presente no átomo, para o qual transfere parte da sua energia. O fóton defletido acaba influenciando no aumento das doses no paciente e na equipe multiprofissional presente na sala (Figura 3.4.2.1). O efeito *Compton* também é responsável pela redução da qualidade da imagem.

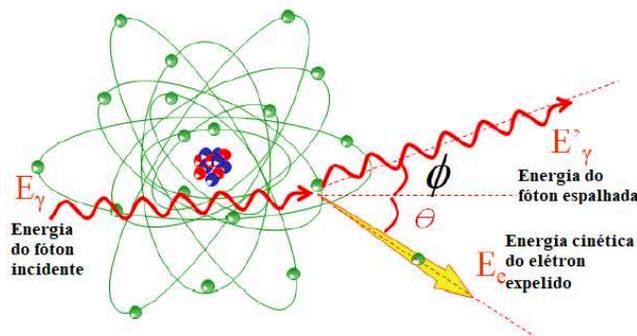


Figura 3.4.2.1: Representação do efeito *Compton*. Imagem extraída e adaptada de Bushberg (2012).

3.5. Efeitos Biológicos proveniente da radiação ionizante

Em um procedimento de diagnóstico, como TC, os Raios X podem interagir diretamente ou indiretamente com as moléculas do corpo humano, e assim provocar ou causar efeitos biológicos. Na figura 3.5.1, nota-se que o fóton interage diretamente com a molécula de DNA e assim causa ionização e uma alteração direta na composição dessa célula. Na interação indireta, os fótons interagem com as moléculas de água presente no organismo e criam radicais livres durante o processo de hidrólise (OKUNO, 2010; TAUHATA, 2013). Estes, por sua vez, poderão danificar o DNA das células.

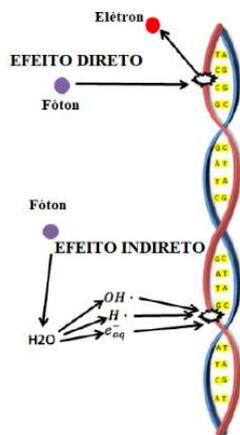


Figura 3.5.1: O fóton interage com átomos na molécula de DNA, resultando em ionização e rompimento de ligações moleculares (efeito direto). E o fóton interage com uma molécula de água, resultando na formação de radicais livres (efeito indireto). Imagens extraídas e adaptada de BERG (2018).

Essas interações da radiação com os tecidos biológicos podem ocasionar efeitos físicos e químicos nas células humanas. Cada efeito varia de acordo com o tipo de radiação (GHOBADI *et al.*, 2017), tempo de aparecimento dos efeitos da exposição à radiação (CHUA *et al.*, 2011), e da quantidade de dose (THOME *et al.*, 2018). Por exemplo, a epilação ocorre para doses maiores que 3 Gy, eritema para 6Gy e descamação para 15 Gy (MOONEY *et al.*, 2000).

Já os efeitos estocásticos não possuem um limiar de dose para seu aparecimento. A gravidade destes efeitos não depende da quantidade de dose recebida pelo organismo. Geralmente, os efeitos estocásticos aparecem tardiamente após a exposição radiológica, em que as células passam por um processo de alteração ou mutação celular, resultando nas neoplasias (OKUNO, 2009). Boa parte dos dados e informações sobre estes efeitos biológicos ocasionados pela exposição à radiação são provenientes de estudos realizados com pessoas que foram expostas a elementos radioativos, como, por exemplo, os sobreviventes de acidentes ou ataques nucleares (PIERCE *et al.*, 1996), e pacientes e a equipe multiprofissional expostos a radiação ionizante durante a realização de exames.

3.5.1. Radiossensibilidade: Criança x Adulto

A quantidade de doses recebidas e os efeitos biológicos ocasionados pela interação da radiação variam de acordo com a idade do paciente, por exemplo, quando um adulto e uma criança são submetidos ao mesmo exame de TC, com os mesmos parâmetros e fatores de obtenção das imagens, os efeitos na criança serão mais danosos que no adulto (BRODY *et al.*, 2007). Isso, pois a radiossensibilidade da criança é de aproximadamente 3 vezes maior que a do adulto (SMITH-

BINDMAN *et al.*, 2009; BRENNER *et al.*, 2001), influenciando no aumento da probabilidade de ocorrência de reações teciduais ou efeitos estocásticos. Vale ressaltar que cada paciente possui um sistema imunológico e funcionamento do organismo diferente, o que interfere diretamente na questão de surgimento ou não de neoplasias.

Também, outro fator que influencia na questão de probabilidade de ocorrência de câncer, por exemplo, em crianças, é a expectativa de vida. Espera-se que as crianças tenham mais anos de vida que um adulto. Segundo Brody *et al.* (2007), a criança está em fase de desenvolvimento e multiplicação celular, além de ter uma expectativa de vida maior que o adulto para desenvolver certas patologias. Cada patologia possui um período de latência para se desenvolver no organismo da pessoa, por exemplo, considerando que uma determinada patologia tem um período de latência de 25 anos e dois pacientes expostos a radiação ionizante, um adulto de 60 anos e um pediátrico de 6 anos. A maior probabilidade de ocorrência desta patologia será na criança, pois se espera que ela tenha uma expectativa de vida maior que o adulto de 60 anos, após a exposição à radiação ionizante.

Em seus estudos, com adultos de diferentes faixas etárias, Pierce *et al.* (1996) determinaram que um paciente de 50 anos tem um terço da probabilidade de ocorrência de patologia em decorrência da exposição radiológica, se comparado com um paciente de 30 anos. Brenner *et al.* (2001) criaram um gráfico baseado nos dados das estimativas da *National Academy of Sciences (BEIR V - Biological Effects of Ionizing Radiation)* e da *International Commission on Radiological Protection (Report 60)*, para ilustrar o Potencial Oncogênico e a probabilidade de mortalidade por câncer variando de acordo com a dose de exposição em função da idade do paciente exposto a altas doses de radiação (Figura 3.5.1.1).

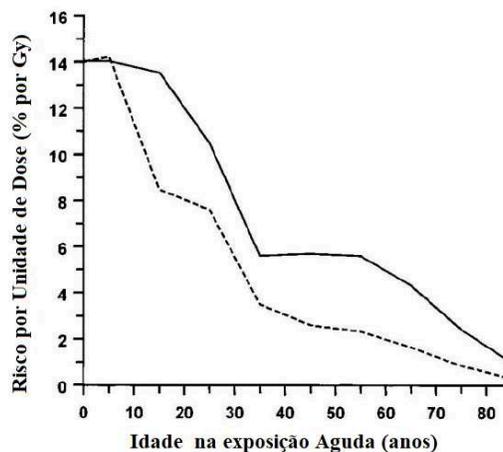


Figura 3.5.1.1: Risco de câncer por unidade de Dose (*Risk per Unit Dose*) em função da idade para exposição aguda de radiação ionizante (*Age at Acute Exposure*). As estimativas da ICRP estão representadas pela Linha tracejada e da BEIR V pela Linha contínua. Figura extraída e modificada de Brenner *et al.* (2001)

Também, estudos demonstram estimativas de probabilidade da ocorrência de um câncer fatal em pacientes pediátricos, ao longo da vida, após a exposição à radiação ionizante em exames diagnósticos de baixas doses. Na realização de exames na região do abdome, Brody *et al.* (2007) estimaram a probabilidade da ocorrência de um câncer a 1 em cada 550 crianças de um ano de idade. Já para o crânio a probabilidade é de 1 a cada 1500 crianças submetidas ao exame. Estudos Brenner *et al.* (2001), nos Estados Unidos da América, determinaram que anualmente 600 mil exames de diagnósticos que utilizam radiação ionizante das regiões anatômicas abdome, tórax e crânio são realizados em crianças, e a estimativa é de que aproximadamente 500 crianças desenvolverão um câncer fatal (radioinduzido). Segundo Pearce (2012), as doses recebidas nas crianças durante o procedimento de TC são de, aproximadamente, 30 mGy e 50 mGy, o que triplicaria a probabilidade de ocorrência de leucemia e tumores cerebrais, respectivamente.

3.5.2. Exposição ocupacional na TC

Os primeiros casos de aparecimento de efeitos biológicos nos profissionais da radiologia e na equipe multiprofissional, devido a exposição diária à radiação ionizante, foram as dermatites e câncer de pele, leucemia (VON JAGIC *et al.*, 1911), cataratas (VAÑO *et al.*, 1998) e tumores cerebrais (FINKELSTEIN, 1998). O surgimento desses efeitos biológicos nos profissionais deu origem ao termo "*exposição ocupacional*" (LINET *et al.*, 2010).

Na radiologia intervencionista encontra-se muitos trabalhos relacionados a exposição ocupacional (KIM *et al.*, 2012; SANTOS *et al.*, 2018). Já na TC encontra-se poucos trabalhos (HEILMAIER *et al.*, 2016; NANG, 2017; SOOKPEN *et al.*, 2019), que estudam as doses nos profissionais que acompanham os pacientes durante a realização do exame convencional de TC, na administração de contrastes no PET/CT (AL-HAJ *et al.*, 2003) e na fluoroscopia guiada por imagens de TC (KIM *et al.*, 2012). O estudo suíço de Heilmaier (2016) teve o objetivo de identificar os conhecimentos de 56 profissionais (médicos e enfermeiros) sobre a proteção radiológica e os efeitos biológicos causados pela radiação ionizante durante o exame de TC e criou um sistema denominado "semáforo", que estabelece diferentes áreas de exposição à radiação ionizante em uma sala de TC, em que os profissionais podem ficar ou não, de acordo com o nível de dose.

Os estudos experimentais de Nang (2017) com dosímetros e objetos simuladores físicos do tórax teve o objetivo de determinar as doses de radiação espalhadas em uma sala de TC durante o exame de tórax de um adulto e assim realizar observações de segurança e proteção radiológica dos profissionais nos hospitais de Vietnã. Com dosímetros distribuídos pela sala e em torno do equipamento de TC, Nahg (2017) determinou que a dose foi de 96 µGy em frente ao *gantry* TC e

nas laterais de 0,42 μGy . Em seu estudo recente, Sookpeng *et al.* (2019), verificaram a influência do posicionamento do paciente (centralização), durante o exame de CT do crânio, nas doses recebidas nos olhos dos profissionais que acompanham este paciente próximo ao *gantry*. Esse estudo concluiu que o posicionamento do paciente, no isocentro e fora dele, influencia no aumento significativo das doses nos olhos dos profissionais, tendo uma variação de 0,1 a 0,2 mSv, dependendo da posição do profissional e do paciente.

3.6. Proteção Radiológica

Por conta dos efeitos biológicos causados pela exposição à radiação ionizante e o uso indevido desse tipo de radiação, foi necessário a criação de uma comissão internacional de proteção radiológica - *International Commission on Radiological Protection* (ICRP), que cria e fomenta normas referentes ao uso e aplicação da radiação ionizante, determina os valores limites das doses, e elabora orientações para os cuidados e a proteção radiológica de pacientes, funcionários e da comunidade em geral. Desde 1928 a ICRP estuda e avalia melhores formas de gerenciar as doses de radiação emitidas pelo equipamento e doses recebidas pelos pacientes e profissionais, na realização de exames de diagnóstico para obtenção de imagens (CLARKE *et al.*, 2009).

Com as orientações da ICRP, cada país define a sua comissão de proteção radiológica, os seus princípios e meios básicos de gerenciamento e controle de doses. No Brasil, a comissão responsável por planejar e estabelecer as normas e diretrizes relacionadas ao uso da radiação ionizante e o controle de doses recebidas pelo paciente e profissionais é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). Uma destas normas é a de “*Diretrizes básicas de proteção radiológica*” que tem o intuito de “*definir normas básicas de proteção radiológica das pessoas*” (CNEN, 2014), durante a sua exposição à radiação ionizante ao realizar algum exame de radiodiagnóstico, procedimento de radiologia intervencionista ou medicina nuclear.

Também, o Ministério da Saúde do Brasil por meio da Agência Nacional de Vigilância Sanitária deliberou a Resolução da Diretoria Colegiada Nº 330 (20 de Dezembro de 2019) que tem o objetivo geral de determinar orientações e normas sanitárias (RDC, 2019) e gerenciar a regulamentação da exposição médica e controle de doses recebidas por todos os sujeitos (RDC, 2019) após a exposição radiológica por meio de exames e procedimentos que utilizam radiação ionizante. Com esta resolução, cada procedimento radiológico adquiriu novas normativas

específicas, como por exemplo, a instrução normativa nº 55 refere-se ao sistema de manutenção e controle de qualidade dos equipamentos de TC (RDC, 2019).

As orientações de proteção radiológica definidas pelos órgãos brasileiros, seguem o princípio ALARA – tão baixo quanto razoavelmente exequível (do inglês *As Low As Reasonably Achievable*), criado pela ICRP em 1977. O princípio ALARA estabelece que durante um exame radiológico as doses a serem recebidas pelo paciente devem ser “*tão baixas quanto razoavelmente exequível*” (ICRP 26, 1977). Incorporando o princípio ALARA, foram estabelecidos três princípios que são fundamentais para proteção radiológica, sendo eles:

- **Justificação:** Expor um indivíduo à radiação ionizante sem justificativa é proibido (RDC, 2019). Desta maneira, a realização de exames e procedimentos radiológicos deve ser solicitada por um profissional (Médico) e essa solicitação deve ser justificada de acordo com as necessidades do paciente. No caso da solicitação do exame de TC do tórax para pacientes de Covid-19 há justificativa, pois as imagens ajudam no diagnóstico, na avaliação e monitoramento dos avanços da doença. Em geral, os exames que utilizam radiação ionizante são de suma importância para o diagnóstico ou tratamento do paciente, e desta maneira os benefícios dos exames sobressaem ao malefício da exposição à radiação ionizante.
- **Otimização:** Como a realização do exame radiológico é necessária e justificada, deve-se priorizar a otimização dos equipamentos, protocolos e procedimentos, para que as menores doses de radiação sejam o mínimo de radiação seja utilizada no exame, e assim alcançar os objetivos, sem a alteração na qualidade das imagens. Ou seja, a otimização está interligada com o princípio ALARA. Desta maneira, os tomógrafos possuem um Controle Automático de Exposição de Dose (*Automatic Exposure Control*), que de acordo com a região anatômica e o peso do paciente altera os principais parâmetros físicos e mecânicos do tomógrafo automaticamente. Assim, esse sistema “cria” protocolos para cada paciente, com o intuito de minimizar (otimizar) a quantidade de radiação a ser recebida pelo paciente ao realizar o exame. Por exemplo de sistema Care Dose 4D (Siemens) (FINATTO *et al.*, 2014).
- **Limitação:** É estipulado um valor limite de dose recebida pela equipe multiprofissional exposta a radiação ionizante de maneira diretamente ou indiretamente, para que não exceda o limiar determinado. Segundo a RDC 330 (2019), a dose efetiva anual do profissional não pode ultrapassar 20 mSv. Caso seja

atingido o limite estipulado, o profissional deve ser afastado das atividades e investigar os motivos que levou a doses próximas ou acima do limite estipulado.

Nas situações que o profissional precisa acompanhar e realizar cuidados especiais em pacientes com a Covid-19, com múltiplos traumas, e a contenção do paciente, em especial as crianças, nos exames de tomografia computacional, é fundamental seguir esses princípios de proteção radiológica. A RDC 330 (2019) determina que os profissionais devem utilizar os equipamentos de proteção radiológica (EPI) durante a realização do exame radiológico, sendo o avental, óculos e protetor de tireoide compostos pelo elemento chumbo. Porém estudos (Flor *et al.*, 2013; Shafiee *et al.*, 2020) apontam que profissionais da radiologia intervencionista não utilizam os EPI's ou utilizam de maneira errônea, sendo ações também realizadas pelos profissionais da TC.

3.7. Estudo dosimétrico: Monte Carlo e Objetos Simuladores

Cientistas e pesquisadores preocupados em otimizar as doses recebidas pelos pacientes e os profissionais durante um exame diagnóstico ou em um procedimento de radiologia intervencionista, realizam pesquisas dosimétricas voltadas para a qualidade dos exames e minimização da exposição à radiação ionizante. Dentre esses estudos (SANTOS *et al.*, 2018; SOARES *et al.*, 2018; NEVES *et al.*, 2019) foi utilizado como uma ferramenta matemática e estatística a simulação Monte Carlo, criado nos anos 1940, no desenvolvimento do Projeto Manhattan.

O objetivo da ferramenta de Monte Carlo é calcular de maneira estatística as interações da radiação com a matéria, por meio do transporte de energia de diferentes partículas, como fótons ou nêutrons, habitualmente utilizados na física nuclear (YORIYAZ, 2009). Na literatura, encontra-se a utilização do Monte Carlo nas diferentes áreas da física médica, como na simulação de exames radiológicos (NEVES *et al.*, 2019), procedimentos de radiologia intervencionista (SANTOS *et al.*, 2018) e medicina nuclear (BELINATO *et al.*, 2015), para estimar estatisticamente os valores de doses recebidas nos órgãos e tecidos dos profissionais e pacientes.

Com a evolução dos sistemas computacionais, pode-se encontrar diferentes códigos de Monte Carlo, como o PENELOPE (BARO, 1995) e o MCNPX (PELOWITZ, 2011), sendo o último utilizado para realização deste trabalho. Juntamente com o código de Monte Carlo integram-se objetos simuladores antropomórficos virtuais que tem o intuito de simular as estruturas anatômicas do corpo humano, de acordo as formas, as densidades e composições dos diferentes tipos de tecidos biológicos, como, por exemplo, tecido pulmonar, adiposo, mole e ósseo

(KRAMER *et al.*, 1982; CRISTY; ECKERMAN, 1987; CERQUEIRA *et al.*, 2015; CASSOLA *et al.*, 2010).

Assim como os códigos de Monte Carlo, os simuladores antropomórficos virtuais também passaram por um processo de evolução ao longo do tempo devido os avanços tecnológicos. Os primeiros simuladores foram os matemáticos, que eram compostos por estruturas e formas geométricas, como planos, quadrados, círculos e elipses (KRAMER *et al.*, 1982; XU *et al.*, 2009). O MIRD (do inglês *Medical Internal Radiation Dosimetry Committee*) foi o simulador matemático primário dos estudos dosimétricos com objetos simuladores virtuais (CRISTY, *et al.*, 1987), além do ADAM (modelo masculino) e EVA (modelo feminino) (KRAMER *et al.*, 1982), sendo os dois últimos criados por cientistas brasileiros. Também, foram criados objetos simuladores matemáticos para representar crianças de diferentes faixas etárias (CRISTY *et al.*, 1980).

Por meio de imagens de TC e ressonância magnética, criou-se os objetos simuladores baseados em *voxels* (ZUBAL *et al.*, 1994; DIMBYLOW *et al.*, 1995; DIMBYLOW *et al.*, 2005; ICRP, 2009), sendo os seguintes exemplos, VOXELMAN (ZUBAL *et al.*, 1994), NORMAN (DIMBYLOW *et al.*, 1995) e a NAOMI (DIMBYLOW *et al.*, 2005), representando o sexo masculino e feminino, respectivamente. Atualmente, existem novos objetos simuladores antropomórficos virtuais com adaptação e aperfeiçoamento dos objetos *voxels*, em que as estruturas anatômicas dos simuladores apresentam semelhanças mais reais das estruturas dos órgãos e tecidos presentes no corpo humano, por meio de superfície *mesh*. Também existem os objetos simuladores híbridos (ZHANG *et al.*, 2009; CASSOLA *et al.*, 2010; LEE *et al.*, 2010), que utilizam as geometrias matemáticas de maneira mais suave, com malhas polinomiais, curvas superficiais e dimensões tridimensionais. Os objetos simuladores computacionais *mesh* são, por exemplo, RPI-AM e RPI-AF (ZHANG *et al.*, 2009), *FASH* e *MASH* (CASSOLA *et al.*, 2010), que são representações de adultos do sexo feminino e masculino. Na figura 3.7.1 são apresentados os diferentes tipos de objetos simuladores antropomórficos virtuais que podem ser utilizados juntamente com o código de Monte Carlo.

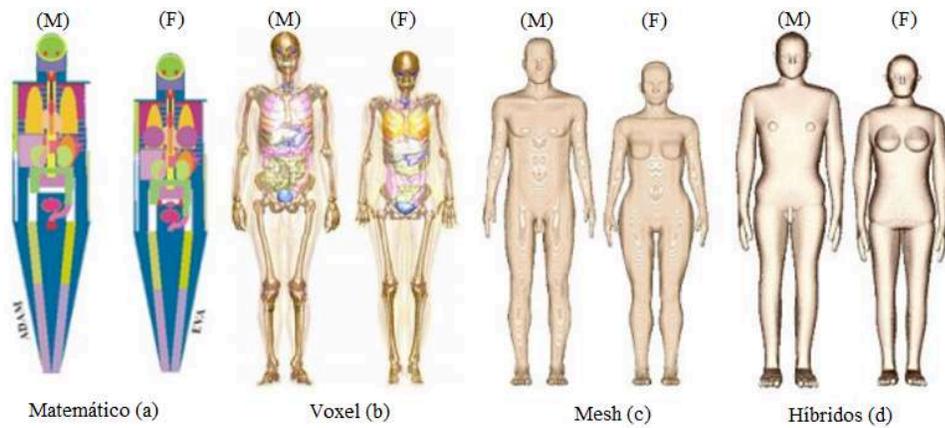


Figura 3.7.1: Objetos simuladores adultos (a) matemáticos, extraído de KRAMER *et al.* (1982); (b) *voxel*, extraído de ICRP (2009); (c) de superfície *mesh*, extraído de CASSOLA *et al.* (2010); e (d) híbridos, extraído de LEE *et al.* (2010).

3.8. Grandezas Dosimétricas

Para realização do gerenciamento e estudo de doses é necessário o conhecimento e definição de algumas grandezas dosimétricas, sendo dose absorvida, equivalente e o kerma no ar (ICRP, 2007; IAEA, 2013). Cada grandeza representa um significado na interpretação das doses, e principalmente na análise dos riscos de efeitos biológicos e na determinação dos limites das doses, garantindo a proteção radiológica.

A **dose absorvida (D_T)** é caracterizada por ser uma grandeza física, que representa o quanto de energia é absorvida pela massa do tecido ou da matéria após a interação da radiação (IAEA, 2013). A dose absorvida varia de acordo com o tipo de radiação, em que pode ser obtida por meio da energia média (dE) dividida pela massa de tecido com o qual a interação ocorreu (dm), segundo a equação 3.8.1 (OKUNO, 2010; TAUHATA, 2012, IAEA, 2013).

$$D_T = \frac{dE}{dm} \quad (3.8.1)$$

A unidade da dose absorvida corresponde à razão das unidades de energia e massa (J/kg), tendo-se a unidade dosimétrica Gray (Gy) (ICRP, 2007; OKUNO *et al.*, 2010).

Dependendo do tipo de radiação e em qual material ou tecido ocorrerá a interação, os efeitos biológicos podem ser diferentes. Desta maneira, para determinar a dose absorvida utiliza-se o fator de ponderação (w_R), de acordo com tipo de radiação. Segundo a ICRP (2007), o fator de ponderação dos fótons e elétrons, para todas as energias, corresponde ao valor 1. Já, as partículas altas o fator de ponderação é 20, e os nêutrons variam de 1 a 20, de acordo com a energia.

Com esses fatores de ponderação é possível calcular a **dose equivalente (H_T)**, por meio do produto da dose absorvida (D_T) com o fator de ponderação da radiação (w_R), de acordo com equação 3.8.2 (ICRP, 2007).

$$H_T = D_T \cdot w_R \quad (3.8.2)$$

Por se tratar de uma grandeza de proteção, a unidade da dose equivalente é em *Sievert* (Sv).

Também, a **dose efetiva (E)** é uma grandeza de proteção, utilizada para analisar a dose de corpo inteiro, recebida após a interação da radiação ionizante (OKUNO, 2010; TAUHATA, 2013). Cada tecido é composto por diferentes elementos químicos, e desta maneira podem manifestar diferentes reações ou efeitos, de acordo com a radiosensibilidade de cada tecido. Desta maneira, cada tecido apresenta um fator de ponderação tecidual (w_T), como apresentado na Tabela 3.8.1 (ICRP, 2007).

Tabela 3.8.1: Fatores de ponderação tecidual (w_T) – Extraído da ICRP (2007)

Tecido / Órgão	w_T
Medula óssea Cólon Pulmão Estômago Mamas Demais Tecidos *	0,12
Gônadas Sexuais	0,08
Bexiga Esôfago Fígado Tireoide	0,04
Superfície óssea Cérebro Glândulas salivares Pele	0,01

*Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, músculos, baço, mucosa oral, coração, timo, rins, nódulos linfáticos, pâncreas, próstata (♂) ou útero (♀) e intestino delgado

Estabelecido os fatores de ponderação tecidual, pode-se calcular a **dose efetiva (E)**, que é a somatória das doses equivalentes (H_T) multiplicada pelo fator de ponderação do tecido (w_T), de acordo com a equação 3.8.3.

$$E = \sum_T H_T \cdot w_T \quad (3.8.3)$$

Com o cálculo da dose efetiva, tem-se o valor da dose estimada do corpo inteiro, em que a unidade é *Sievert* (Sv).

A grandeza **Kerma (K)** é uma grandeza física que representa a razão da somatória das energias cinéticas (dE_c) iniciais de cada partícula liberada pelos fótons, incidentes em um material de massa material ou tecido (dm) (ICRP, 2007). Geralmente, esse kerma é obtido na saída do equipamento de Raios-X, segundo a equação 3.8.4

$$K = \frac{dE_c}{dm} \quad (3.8.4)$$

Mas, quando se trata de dosimetria em TC, o cálculo da grandeza kerma no ar difere da radiologia convencional. Em que o **Kerma no ar ($C_{a,100}$)** na tomografia pode ser obtido pela câmara de ionização tipo lápis. O kerma no ar, é calculado pela integral do kerma (**K**) ao longo do eixo de rotação de aproximadamente 100 mm de comprimento, e considerar o número de cortes (N) e a espessura (T) dos mesmos na obtenção das imagens, seguindo a equação 3.8.5 (ICRP, 2007).

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int K(z) dz \quad (3.8.5)$$

Esse Kerma no ar tem a unidade de Gray (Gy) e não é necessário ter um objeto simulador para obter o seu valor pela câmara lápis. Há outras grandezas físicas TC, mas não serão abordadas neste trabalho, pois utilizaremos apenas o kerma no ar para a determinação dos coeficientes de conversão (CC).

O **Coefficiente de conversão (CC)** é utilizado para normalizar a dose equivalente (H_t) recebida pelo kerma no ar ($C_{a,100}$), em que se pode relacionar grandezas obtidas de maneira computacional, com o Monte Carlo e objetos simuladores virtuais, ou experimentalmente.

$$CC[H_T] = \frac{H_t}{C_{a,100}} \quad (3.8.6)$$

Neste trabalho, por meio do código de Monte Carlo, será calculado o **Coefficiente de Conversão para Dose Equivalente (CC[H_T])** com o fator de ponderação de fótons (que vale 1), e para todos os órgãos presentes na tabela 3.8.1, exceto a medula óssea, através do comando *tally* F6 (em MeV/g/partícula).

O **Coefficiente de conversão para dose efetiva (CC[E])** é obtido por meio da somatória dos fatores de ponderação teciduais (W_t) multiplicado pelos coeficientes de conversões das doses equivalentes de todos os tecidos (H_t) para o sexo masculino e feminino, dividido por 2. Segundo a equação 3.8.7 (ICRP, 2010)

$$CC[E] = \sum_t w_t \frac{CC[H_t]^{homem} + CC[H_t]^{mulh}}{2} \quad (3.8.7)$$

Este coeficiente de conversão para dose efetiva é importante para análise e gerenciamento das doses e proteção radiológica dos profissionais e dos pacientes. Desta maneira, este trabalho apresentará os valores de $CC[H_t]$ e $CC[E]$ obtidos dos profissionais que realizam a ventilação manual nos pacientes pediátricos, durante o exame de tomografia computadorizada na região do tórax.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foram simulados cenários de exames de TC da região do tórax em pacientes pediátricos (1 e 10 anos) para diagnóstico de Covid-19, em que os profissionais (masculino e feminino) precisam acompanhar e realizar uma ventilação manual nos pacientes durante o exame. Esta simulação foi realizada por meio do código Monte Carlo MCNPX (PELOWITZ, 2011), em conjunto com objetos simuladores antropomórficos virtuais infantis (de MELO LIMA *et al.*, 2011) e adultos *Mash3* e *Fash3* (CASSOLA *et al.*, 2010; CASSOLA *et al.*, 2013).

A simulação da sala e do tomógrafo foram realizadas com geometrias matemáticas, como paralelepípedos, cilindros e circunferências, com composições químicas de cada material dos objetos baseados no manual de dados dos elementos químicos e suas densidades para simulação de transporte de radiação (McCONN *et al.*, 2011).

4.1. Geometria da Sala

A simulação da sala de tomográfica (Figura 4.1.1) foi baseada em uma sala do Hospital Universitário da Universidade Federal de Uberlândia, representada pelos seguintes componentes:

- Paredes: Foram simuladas geometricamente por paralelepípedos de dimensões 513 cm de comprimento, 300 cm de altura e 15 cm de espessura, compostos de concreto de barita ($\rho = 3,35 \text{ g/cm}^3$)
- Piso e Teto: Também compostos de concreto de barita e feitos de paralelepípedos de $485 \text{ cm} \times 523 \text{ cm}$ e 15 cm de espessura.
- Porta e blindagem: Representada por um paralelepípedo de 116 cm de comprimento, 215 cm de altura e 5 cm de espessura, feita de madeira ($\rho = 0,64 \text{ g/cm}^3$). Além disso, há uma blindagem de chumbo ($\rho = 11, \text{ g/cm}^3$) na porta com uma espessura de 3 cm.
- Visor do operador: Ao lado da porta da sala de TC há um visor de vidro plumbífero ($\rho = 6,22 \text{ g/cm}^3$) de 156 cm de comprimento, 68 cm de altura e 1,3 cm de espessura. Esse visor tem o intuito de facilitar a visualização do operador na sala de controle durante o exame, e assim permitir a comunicação entre o profissional que operara o tomógrafo com o profissional que está realizando a ventilação manual no paciente.

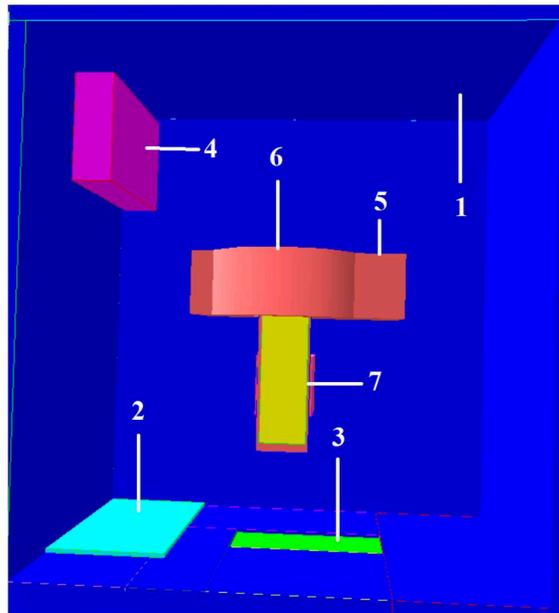


Figura 4.1.1: Sala de Tomografia simulada. (1) paredes de Barita; (2) porta blindada de chumbo; (3) visor do radiologista; (4) armário; (5) suporte do gantry; (6) gantry; (7) mesa do paciente;

4.2. Geometria do Tomógrafo

O modelo de tomógrafo simulado é o *Siemens Somatom Spirit* (SIEMENS, 2005) composto pelos componentes, mesa e gantry, que foram representados e simulados da seguinte maneira:

- Mesa: A geometria da mesa é um paralelepípedo de 176 cm de comprimento e 60 cm de largura, composto de aço de carbono ($\rho = 7,82 \text{ g/cm}^3$) e revestida de baquelita ($\rho = 1,25 \text{ g/cm}^3$). Juntamente com a mesa há um suporte de cabeça com 25 cm de comprimento e 3 cm de altura, também composto pelo material baquelita. Foi simulado um colchão de espuma Poliuretano ($\rho = 0,021 \text{ g/cm}^3$), com apenas 1 cm de espessura, 166 cm de comprimento e 55 cm de largura.
- Suporte do gantry: Também possui os mesmos materiais da mesa, aço e baquelita. Representado por um paralelepípedo de dimensões 230 cm x 70 cm x 130 cm.
- Gantry: Foi utilizado um cilindro de raio 85 cm e 70 cm de espessura, com um “orifício” no centro de raio 35 cm. Dentro do gantry, foi posicionado o sistema da fonte de Raios-X e os colimadores.

4.2.1. Fonte de Raios-X e os Colimadores

O tomógrafo *Siemens Somatom Spirit* utiliza o tubo de Raios-X Dura 202 (SIEMENS, 2005), que tem as seguintes configurações: Tungstênio, ângulo 8 e filtração 5.5 mm alumínio. Essas configurações foram utilizadas para gerar o espectro de energia de 120 kV para a simulação do espectro de raios-X do tubo, pelo programa IPEM SRS 78 (CRANLEY, 1997).

Diferentemente dos trabalhos já existentes na literatura (GU *et al.*, 2009; PERINI *et al.*, 2018) que simulam a fonte de TC como sendo um conjunto de 16 fontes ou feixes pontuais, este trabalho construiu uma fonte circular (Figura 4.2.1.1), em que o eixo de emissão dos fótons fossem direcionado para o centro do *gantry* e colimados. Desta forma, foi possível simular a rotação do tubo de Raios-X de forma mais realista na realização de um exame de TC.

- Fonte: Fonte de geometria circular e de formato de anel, com o raio de 40 cm e 0,5 cm de espessura.
- Colimadores: Em formato circular de raio 45 cm e 6,5 cm de espessura, de chumbo ($\rho = 11, \text{ g/cm}^3$) para direcionar e colimar a radiação de acordo com o protocolo utilizado no exame estudado.

Vale ressaltar que a criação dessa fonte e as suas medidas foram calculadas e necessárias para conseguir simular um tubo de Raios-X que faça a rotação de 360° em torno do paciente, durante o exame de TC, com um feixe colimado específico para a região anatômica do tórax de acordo com os protocolos estipulados.

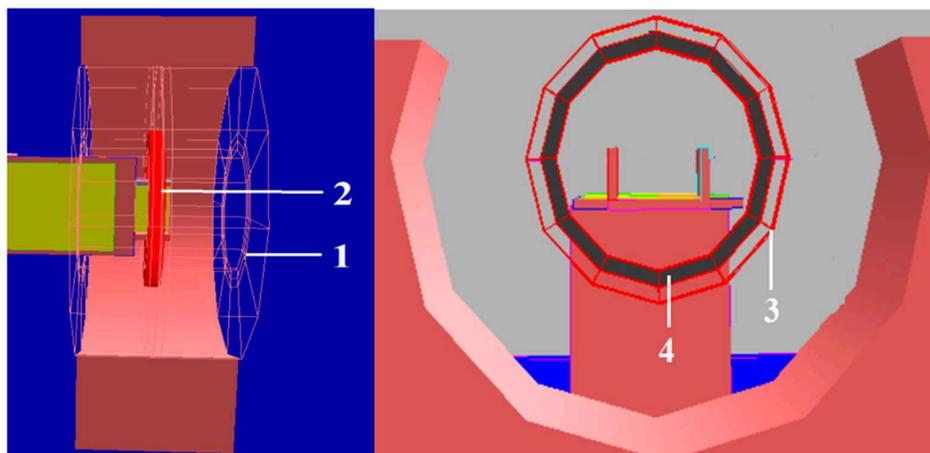


Figura 4.2.1.1: Geometria da fonte de Raios X. (1) capa do *gantry* de baquelita; (2 e 3) colimadores de chumbo; (4) fonte circular.

4.3. Objetos Simuladores Virtuais

Os objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados neste trabalho são os pediátricos de 1 e 10 anos, e os adultos *Fash* e *Mash*. Esses simuladores representaram os pacientes pediátricos e os profissionais, de ambos os sexos, que acompanham e realizam ventilação manual no paciente durante o exame de TC do tórax. Os simuladores *Fash3* (Figura 4.3.1) e *Mash3* são simuladores *mesh* (CASSOLA et al., 2010) e foram desenvolvidos pelos cientistas da Universidade Federal de Pernambuco. Tanto o *Fash3* como o *Mash3* apresentam cerca de 113 estruturas teciduais, órgãos e ossos, referente à estrutura anatômica e física de mulheres (60 kg e 1,63 metros) e homens (73 kg e 1,76 metros) adultos (VALENTIN, 2002; ICRP, 2007). Cada estrutura é representada por um conjunto de *voxels*.

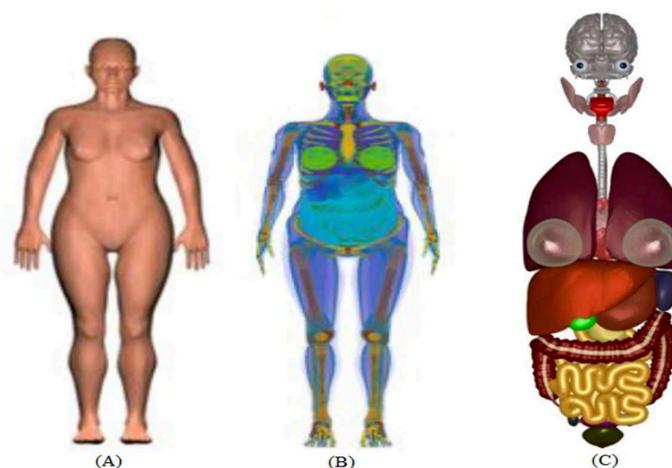


Figura 4.3.1: Objeto simulador virtual *voxel* do sexo feminino. (a) estrutura externa-pele; (b) sistema circulatório; (c) órgãos e tecidos. Imagens extraídas de CASSOLA et al. (2009) e CASSOLA et al. (2013)

Os objetos simuladores antropomórficos virtuais pediátricos correspondem aos pacientes de 1 ano (hemafrodita) e 10 anos (feminino e masculino), também foram criados pelos pesquisadores da Universidade Federal de Pernambuco (de MELO LIMA et al., 2011). Esses objetos simuladores (Figura 4.3.2) não foram criados por meio de imagens radiológicas, mas sim, por malhas e superfícies *mesh*. Entretanto para sua inserção no código MCNP, foram convertidos em *voxels*. Todos os tecidos e órgãos estão de acordo com as referências estabelecidas pela ICRP (2007), em que a criança de 1 ano apresenta o peso de 10,75kg e 0,76 m de altura. Já a criança de 10 anos masculino e feminino possuem, respectivamente, 30,54 kg e 30,95 kg, e ambos tem a altura correspondente a 1,38 m.

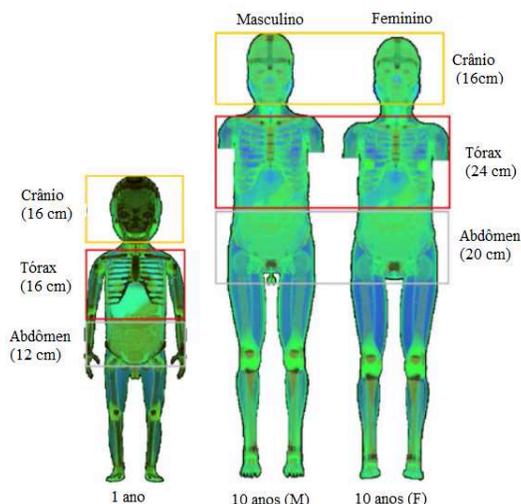


Figura 4.3.3: Objeto simulador virtual antropomórfico virtual de 1 e 10 anos (Masculino e Feminino), imagens extraídas de MELO LIMA *et al.*(2011) e CASSOLA *et al.*(2013).

4.4 Cenários de exames de TC

Neste trabalho foram criados cenários de TC de tórax representando situações reais em que o profissional acompanha e realiza cuidados especiais em pacientes de 1 e 10 anos de idade, durante a realização deste exame de diagnóstico para covid-19. Os profissionais foram posicionados em duas posições (Figura 4.4.1), sendo, na frente do *gantry* e virado para a mesa (posição 1), e atrás do *gantry* direcionado lateralmente (posição 2). Tanto na posição 1 e 2, a distância lateral do profissional à mesa foi de 10cm, e do *gantry* ao profissional 5cm. Essas posições são as mais prováveis do profissional ficar e realizar o procedimento de ventilação manual no paciente e manter contato com o radiologista, pois em exames de tórax, é necessário ter o controle da entrada e saída de ar dos pulmões, e nesse processo a comunicação entre o profissional dentro da sala e o radiologista é fundamental, já que na ventilação manual o profissional consegue realizar esse controle.

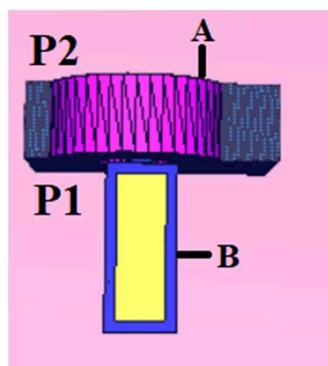


Figura 4.4.1: Duas posições do profissional ao acompanhar o paciente durante o exame de TC. (P1) posição 1 e (P2) posição 2. (A) *gantry* e (B) mesa.

Foi simulado cada posição do profissional, representado pelos simuladores virtuais *Fash* e *Mash*, sem equipamentos de proteção individual (EPI) (Figura 4.4.2) e com os EPI's compostos de chumbo, como o avental (0,5 mmPb; $\rho=11,35 \text{ g/cm}^3$), protetor de tireoide (0,5 mmPb; $\rho=11,35 \text{ g/cm}^3$) e óculos pumbífero (0,5 mmPb; $\rho=6,22 \text{ g/cm}^3$) (Figura 4.4.3).

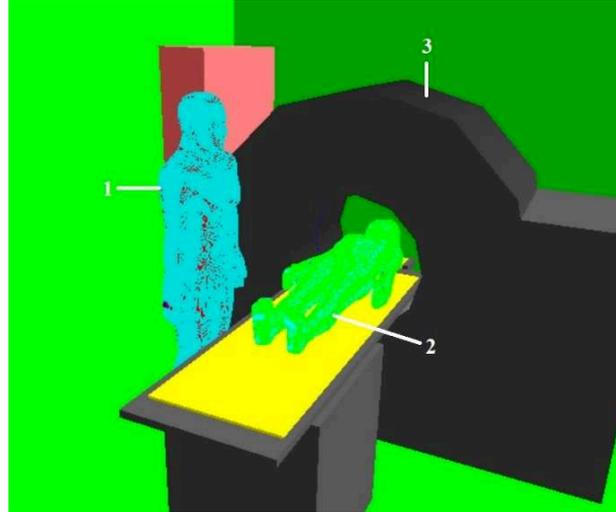


Figura 4.4.2: Cenário da exposição ocupacional do objeto simulador *Fash* (1) na posição 1, durante o exame de TC (3) do tórax de uma criança feminina de 10 anos (2).

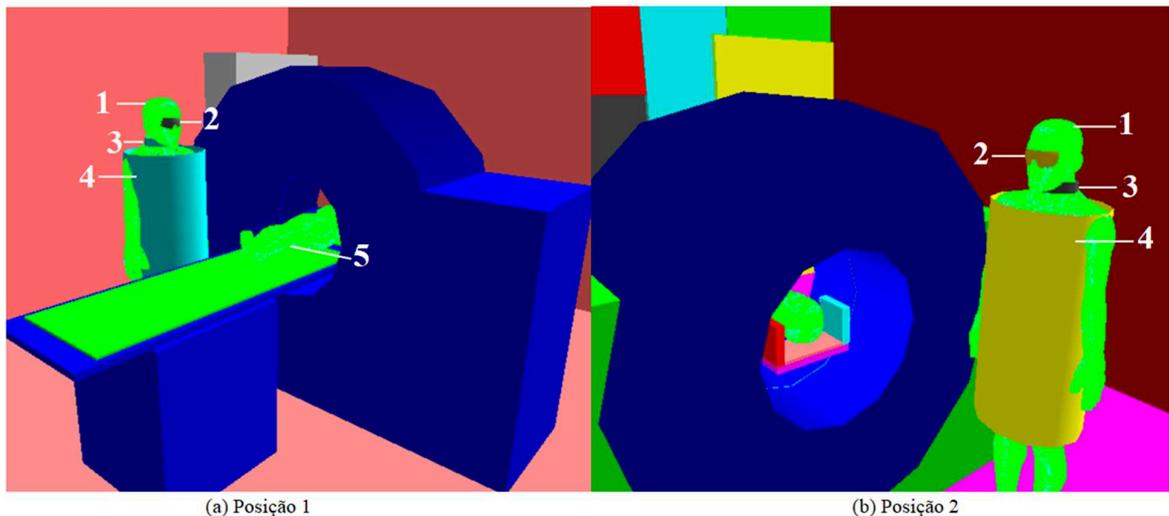


Figura 4.4.3: Cenário de exposição ocupacional no exame de TC. O profissional é representado pelo objeto simulador *Mash* (1), na posição 1 (a) e posição 2 (b), e utiliza os equipamentos de proteção individual: (2) óculos; (3) protetor de tireoide; (4) avental de chumbo, durante o exame de TC do tórax de uma criança de 1 ano (5).

Os protocolos recomendados pelo Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CRB, 2020) e *American College of Radiology* (ARC, 2020) e do Hospital Universitário de Uberlândia, para a realização de exames de TC do tórax para a finalidade de diagnóstico e

monitoramento da Covi-19 em pacientes pediátricos de 1 e 10 anos de idade, foram utilizados para a elaboração de cada cenário. A tabela 4.4.1, apresenta os parâmetros de varredura simulados no MCNPX.

Tabela 4.4.1: Parâmetros de varredura no exame de TC do tórax

Paciente	Tensão (kV)	Pitch*	Espessura do corte (cm)	Número de cortes
1 ano	120	1	0,5	32
10 anos	120	2	0,5	24

* *Pitch* foi calculado pela a razão entre o movimento de deslocamento da mesa por uma rotação do tubo e a espessura do feixe (BUSHBERG et al., 2012).

Também foi simulada uma câmara de ionização do tipo lápis modelo 10X5-3CT da *Radcal Corporation*, representada por um cilindro de raio 3mm e comprimento de 10cm, preenchida de ar (AIR C552, $\rho = 1,76 \text{ g/cm}^3$), posicionada o isocentro do *gantry* (Figura.3.4.4). Os valores obtidos foram utilizados na equação 3.8.6, para calcular os coeficientes de conversão das doses equivalentes e efetivas do profissional e o paciente, de acordo com os parâmetros de varredura do exame de TC do Tórax. Infelizmente, por conta da Pandemia de Corona vírus, não foi possível a realização das medições experimentais, e assim obter os valores de dose.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste trabalho foram obtidos por meio das simulações de Monte Carlo os valores de $CC[H_t]$ e $CC[E]$ do profissional que acompanha e realiza cuidados especiais em pacientes pediátricos (1 e 10 anos), durante o exame de TC do tórax, com e sem EPI. Foram organizados os dados em 9 tabelas apresentadas no Anexo A, da seguinte situações:

- (i) Profissional masculino ou feminino, posicionado frente do *gantry* virado para a mesa (posição 1), com e sem EPI, acompanhando os pacientes pediátricos de 1 ano e 10 anos de idade;
- (ii) Profissional masculino ou feminino, posicionado atrás do gantry direcionado lateralmente (posição 2), sem e com EPI, acompanhando os pacientes pediátricos de 1 ano e 10 anos de idade;

5.1 Avaliação da exposição do Profissional Masculino

A situação mais crítica, para o profissional do sexo masculino, ocorreu sem o uso dos EPI's (avental, protetor de tireoide e óculos), na posição 1. Os valores de $CC[E]$ foram maiores do que se ele estivesse na posição 2, segundo as tabelas A.1, A.3 e A.5. Nota-se que o valor de $CC[E]$ foi o maior para a criança masculina de 10 anos corresponde a $1,034E+4 \text{ Gy.cm}/\mu\text{Sv}$ ($\pm 0,02$). Também, percebe-se que os cinco órgãos que tiveram maiores valores de $CC[H_t]$ foram cólon, estômago, mamas, testículos e fígado, em ambas posições e pacientes (Figura 5.1.1).

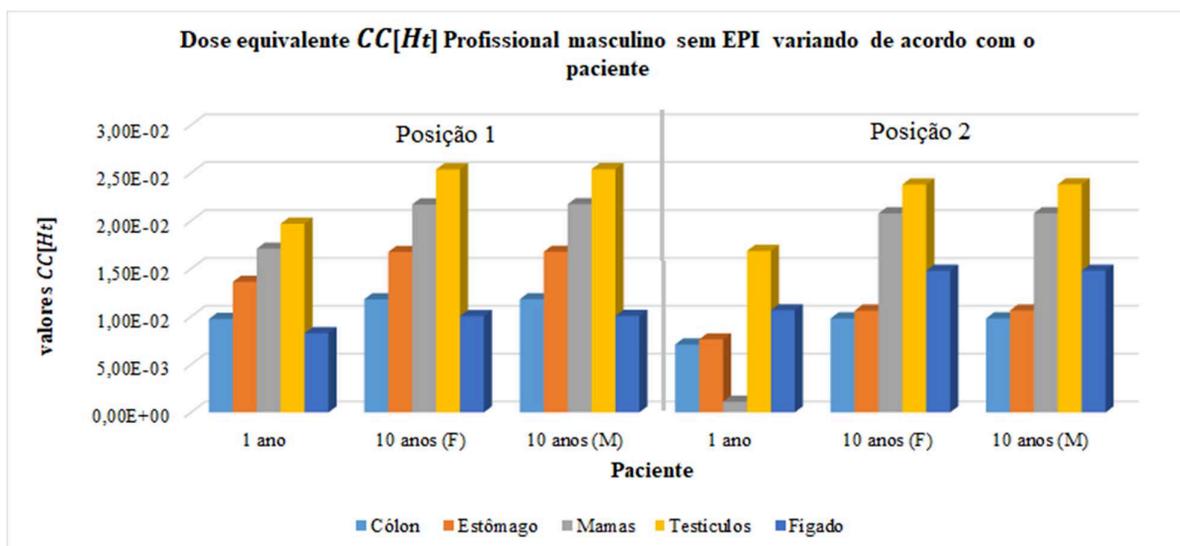


Figura 5.1.1: Gráfico dos órgãos do profissional masculino que receberam maiores $CC[H_t]$, posicionado em duas possíveis posições para acompanhar os pacientes (1 e 10 anos) no exame de TC do tórax

Na Figura 5.1.1, nota-se que os maiores valores de $CC[H_T]$ nos órgãos do profissional foram acompanhado os pacientes pediátricos de 10 anos, em ambas das posições estudadas. O órgão que teve maior $CC[H_T]$ foi o testículo na posição 1 e com os pacientes de 10 anos de ambos os sexos, corresponde a $2,54E-2$ Gy.cm ($\pm 0,08$ %). Também, os testículos receberam maiores doses na outra posição e com os outros pacientes. As mamas foram o segundo órgão com maiores $CC[H_T]$ aproximadamente igual a $2,08E-2$ Gy.cm ($\pm 0,01$ %), exceto na posição 2 com o paciente de 1 ano de idade, que apresentou o menor $CC[H_T]$ correspondente a $1,11E-3$ Gy.cm ($\pm 0,02$ %) demonstrado na Figura 5.1.1.

O profissional na posição 1 e com os pacientes estudados tiveram o estômago como o terceiro órgão com maiores $CC[H_T]$, em seguida o cólon e fígado. Contudo, na posição 2, essa ordem sofre alteração, em que o terceiro órgão foi o fígado, estômago e colón sucessivamente, para as crianças de 10 anos. De maneira geral, nota-se que os órgãos que receberam maiores doses estão localizados na região inferior do profissional masculino, indicando que a radiação espalhada pelo equipamento e paciente, foram direcionadas para essas regiões. Além disso, os testículos são considerados um dos órgãos mais radio sensíveis do homem.

5.2 Avaliação da exposição do Profissional Feminino

Nas mesmas condições ou situações simuladas pelo profissional masculino foi realizado para a profissional do sexo feminino. Contudo, os resultados os coeficientes de conversão de doses

equivalentes dos órgãos feminino foram diferentes dos órgãos masculinos já apresentados. Os valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$ estão dispostos nas tabelas A.2, A.4 e A.6, presentes no Anexo A.

Nas situações em que a profissional não utiliza os EPI, nota-se que para os olhos foram obtidos os maiores valores de $CC[H_T]$, em torno de $1,41E-1 (\pm 0,18\%)$ e $1,70E-1 (\pm 0,04\%)$, acompanhando os pacientes de 1 ano e 10 anos, na posição 1. Na posição 2, os olhos também obtiveram os maiores valores de $CC[H_T]$. Por esse motivo, a Figura 5.2.1 apresenta os $CC[H_T]$ dos olhos da profissional em ambas das posições, acompanhando os pacientes (1 e 10 anos), com e sem EPI, em especial os óculos pulbíferos.

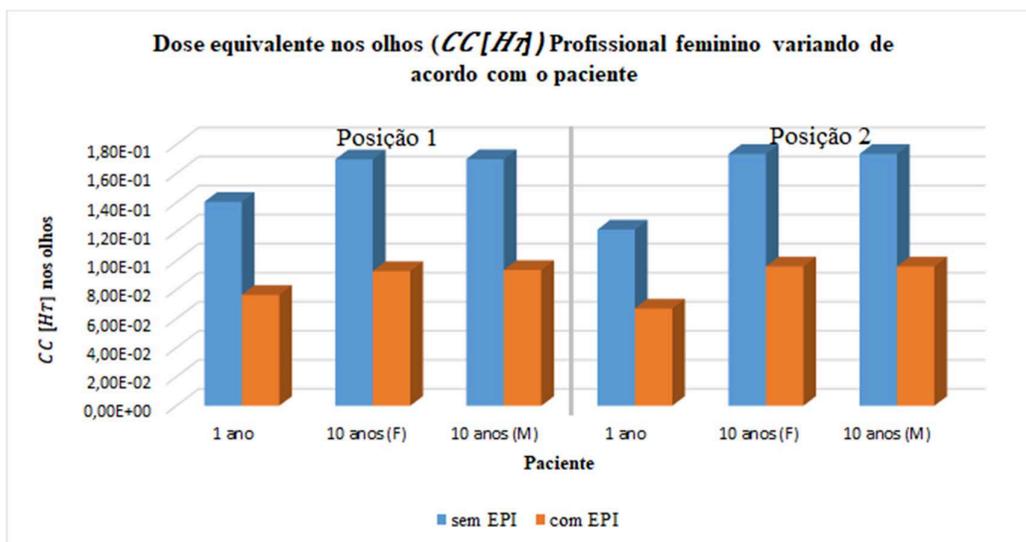


Figura 5.2.1: Gráfico dos valores $CC[H_T]$ nos olhos da profissional, com e sem o EPI, e nas posições 1 e 2 para acompanhar os pacientes (1 e 10 anos) no exame de TC do tórax

Pela Figura 5.2.1, observa-se que os valores de $CC[H_T]$ com e sem o uso do EPI nos olhos foram aproximadamente iguais, em ambas das posições e para cada paciente, em questão. Nota-se que houve uma diminuição de aproximadamente 45% dos valores de $CC[H_T]$ nos olhos com a utilização dos óculos plumbíferos, em todas as situações estudadas. Portanto, pode-se considerar que seja de suma importância a profissional utilizar o óculos para a sua proteção radiológica e otimização das doses nos olhos.

Também, foram selecionados outros cinco órgãos (côlon, estômago, mamas, fígado e tireoide) com os maiores valores de $CC[H_T]$ da profissional do sexo feminino, no estado mais crítico, sem o uso de EPI's, posicionada nas duas posições de estudo para a realização dos cuidados especiais no paciente pediátrico de 1 ano e 10 anos (Figura 5.2.2).

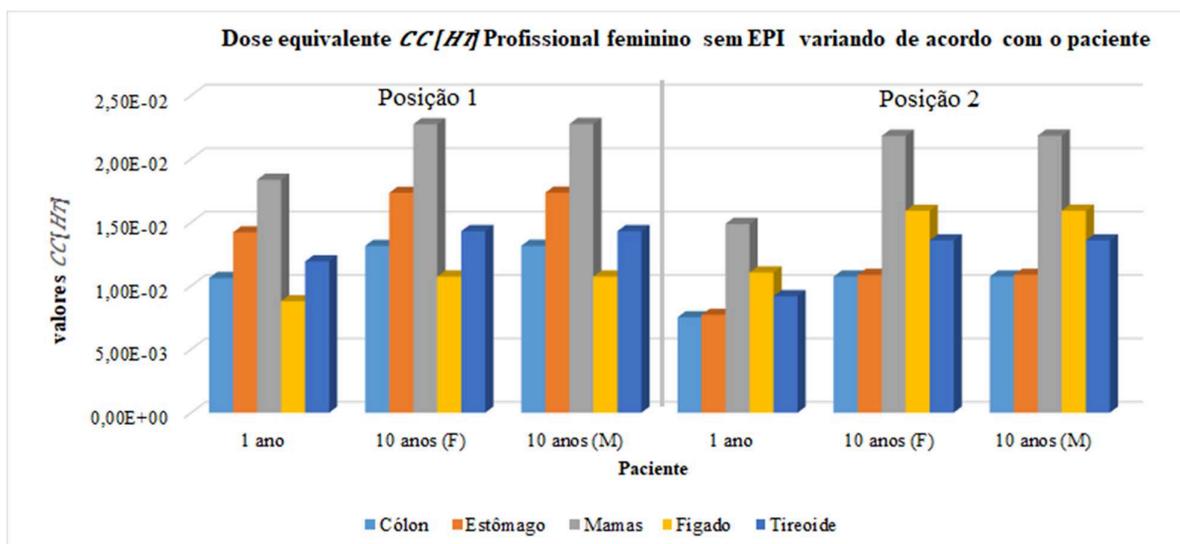


Figura 5.2.2: Gráfico dos órgãos da profissional do sexo feminino que receberam maiores valores $CC[H_T]$, posicionado em duas possíveis posições para acompanhar os pacientes (1 e 10 anos) no exame de TC do tórax

Após os olhos, as mamas foram o segundo órgão com maiores $CC[H_T]$ recebidos pela profissional, em todas as situações estudadas. Os valores de $CC[H_T]$ das mamas foram iguais $2,28E-2$ Gy.cm ($\pm 0,02$ %) e $2,18E-2$ Gy.cm ($\pm 0,02$ %), acompanhando as crianças de 10 anos do sexo feminino na posição 1 e posição 2, respectivamente. Portanto, as mamas femininas possuem mais massa corporal que as mamas masculinas, e desta forma as mamas femininas podem ter contribuído para o espalhamento da radiação e ocasionando maiores doses nos olhos e também na tireoide, já que esse órgão é o quarto órgão com maiores $CC[H_T]$, tanto na posição 1 e posição 2, para os 2 pacientes.

Para a situação em que a profissional, sem o EPI, acompanha o paciente de 1 ano na posição 1 e na posição 2, os valores de $CC[H_T]$ foram $1,19E-2$ Gy.cm ($\pm 0,14$ %) e $1,43E-2$ Gy.cm ($\pm 0,03$ %), respectivamente. Já com o uso do EPI, os valores de $CC[H_T]$ correspondem a $8,75E-4$ Gy.cm ($\pm 0,48$ %) e $7,56E-4$ Gy.cm ($\pm 0,52$ %), na posição 1 e na posição 2, nessa ordem. O uso do EPI, em especial o protetor de tireoide composto de chumbo, proporcionou uma redução de aproximadamente 92% nos valores de $CC[H_T]$, e portanto, o protetor de tireoide é outro EPI de suma importância para redução das doses no profissional, em especial, do sexo feminino.

5.3 Coeficiente de conversão das doses efetivas ($CC[E]$) do Profissional

Os valores de $CC[E]$ para o profissional do sexo feminino ($CC[E]^{mul}$) e masculino ($CC[E]^{homem}$) estão apresentados nas tabelas A.1 a A.6 no Apêndice A. A equação 3.8.7 foi empregada para calcular o $CC[E]$ do profissional que acompanha e realiza cuidados especiais em

pacientes pediátricos. Na Tabela 5.3.1, são apresentados os valores de $CC[E]$ do profissional, sem e com EPI, e posicionado nas duas posições de estudo, para o melhor atendimento aos pacientes de 1 ano e 10 anos.

Tabela 5.3.1: Valores de $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$) do profissional no exame de TC tórax

Paciente acompanhado	SEM EPI (POSIÇÃO 1)	COM EPI (POSIÇÃO 1)	SEM EPI (POSIÇÃO 2)	COM EPI (POSIÇÃO 2)
	$CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$)			
1 ano	8,25E+03 (0,02)	5,46E+02 (0,07)	5,68E+03 (0,02)	4,60E+02 (0,08)
10 anos (fem.)	1,02E+04 (0,01)	6,64E+02 (0,07)	9,23E+03 (0,01)	6,38E+02 (0,05)
10 anos (mas.)	1,02E+04 (0,01)	6,65E+02 (0,07)	9,23E+03 (0,01)	6,38E+02 (0,08)

Analisando a tabela 5.3.1, nota-se que, em todas as situações estudadas do profissional acompanhando os pacientes, os valores de $CC[E]$ foram maiores quando o profissional está posicionado na frente do *gantry* virado para a mesa (posição 1). Nessa posição, o maior $CC[E]$ foi de $1,02\text{E}+4 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$ (0,01%), na situação em que o profissional acompanha os pacientes de 10 anos de ambos os sexos. Por tanto, esse resultado reflete sobre a influência do paciente, a mesa e *gantry*, em contribuir para o espalhamento da radiação e por consequência no recebimento das doses efetivas do profissional. Já que na posição 2, quando o profissional está posicionado atrás do *gantry* direcionado lateralmente, os valores de $CC[E]$ foram 31% e 10% menores ao acompanhar o paciente de 1 ano e 10 anos, respectivamente. Por isso, nota-se que não há outros objetos, além do *gantry* e o ar, que influenciam diretamente na radiação espalhada.

Analisando uma situação crítica, em que, por exemplo, não há equipamentos de proteção radiológica individual e que seja de suma importância e urgência a realização do exame de TC do tórax de um paciente pediátrico, os resultados apontam que a posição 2 é a aconselhada por apresentar menores coeficiente conversão de doses efetivas relativos ao profissional. Mas vale ressaltar, que as Comissões de proteção radiologia determina a obrigatoriedade o uso do EPI. Desta forma, os resultados na Tabela 5.3.1 mostram reduções nos valores de $CC[E]$ quando utilizado os equipamentos de proteção individual (avental, protetor de tireoide e óculos), em todas as posições e pacientes estudados. Por exemplo, na situação do profissional, sem EPI, acompanhando o paciente de 1 ano e na posição 1, tende-se que o $CC[E]$ foi de $8,25\text{E}+3 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$ (0,02%), já com EPI o $CC[E]$ corresponde a $5,46\text{E}+2 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$ (0,07%), resultando na redução de 93% na dose de radiação ionizante recebida pelo profissional e comprovando a eficiência dos EPI compostos de chumbo na blindagem da radiação

5.4 Doses no Paciente

As tabelas A.7 a A.9, no Apêndice A, referem-se a média dos dados dos valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$ dos pacientes de 1 ano e 10 anos, do sexo feminino e masculino, durante o exame de TC de tórax, em que o profissional fica próximo ao paciente e o equipamento de TC ao longo de todo o exame.

De maneira geral, os órgãos que tiveram maiores valores de $CC[H_T]$ foram os pulmões, coração e tireoide, em todos os pacientes estudados. Isso deve-se ao fato desses órgãos estarem localizados na região anatômica (tórax) principal do exame, sendo irradiada pelo feixe primário, e recebendo assim maiores doses de radiação ionizante. O paciente de 1 ano obteve os maiores valores de $CC[H_T]$ correspondentes a 1,12 Gy.cm (0,01%) para o coração e 1,07 (0,04) para o pulmão e a tireoide. Já para os pacientes de 10 anos de ambos os sexos, os valores de $CC[H_T]$ foram aproximadamente iguais a 1,17 Gy.cm (0,01%), 1,09 Gy.cm (0,01%) e 4,33E-1 Gy.cm (0,01%), para coração, tireoide e pulmão, respectivamente.

Seguindo os parâmetros de varredura do TC presentes na tabela 3.4.1, em que foram simulado 32 cortes para criança de 1 ano e 24 cortes para as crianças de 10 anos, nota-se na tabela A.7 no Apêndice A que os valores de $CC[E]$ do paciente de 1 ano foi de 4,95E+5 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$ (0,01%), sendo maior que dos pacientes de 10 anos que foi 2,57E+5 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}$ (0,01%), a partir do cálculo da equação 3.8.7. Portanto, esse resultado reflete a teoria de que pacientes de menor faixa etária recebem maiores doses e possuem mais sensibilidade à radiação ionizante (SMITH-BINDMAN *et al.*, 2009; BRENNER *et al.*, 2001).

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho atingiu os objetivos de estudar as doses recebidas pelo profissional da enfermagem/radiologia que acompanha e realiza cuidados especiais, como ventilação manual, em pacientes pediátricos durante exame de Covid-19, durante o exame de TC tórax. Para isso, foi empregado o Método Monte Carlo juntamente com objetos simuladores antropomórficos virtuais pediátricos (4) e adultos (2), representando a anatomia de pacientes pediátricos de 1 ano e 10 anos de ambos os sexos, e os profissionais do sexo masculino e feminino.

Nas situações, em que o profissional é masculino, foram obtidos os maiores valores de $CC[H_T]$ nos órgãos foram cólon, estômago, mamas, testículos e fígado, tanto na posição 1 e 2, quanto para os diferentes pacientes. Nas situações com o profissional do sexo feminino, os resultados apresentam alguns órgãos diferentes do masculino, em que os maiores $CC[H_T]$ foram os olhos, cólon, estômago, mamas, fígado e tireoide.

Em relação a profissional feminina, conclui-se que a massa corporal das mamas influenciou no espalhamento da radiação para os olhos e tireoide, bem como a menor altura da profissional simulada, e contribuíram para a obtenção dos maiores valores de $CC[H_T]$. Portanto, é de suma importância utilizar os equipamentos de proteção radiológica individual, em especial os óculos plumbíferos e protetor de tireoide, contribuíram 45% e 92%, respectivamente, na redução das doses nos órgãos em questão.

Analisando as possíveis posições do profissional durante o atendimento ao paciente ao longo do exame de TC, por meio dos valores de $CC[E]$ obtidos, conclui-se que os profissionais posicionados na frente do *gantry* virado para a mesa (posição 1) estão em uma área com maiores exposições a radiação, independentemente do paciente que será acompanhado. Desta maneira, recomenda-se que o profissional evite se posicionar na posição 1 e opte por ficar atrás do *gantry* direcionado lateralmente (posição 2), já que as doses efetivas recebidas pelo profissional nesta posição serão menores.

Além da influência do posicionamento do profissional na sala de TC nos resultados obtidos, nota-se que as situações em que o profissional utiliza ou não os equipamentos de proteção radiológica individual (óculos, avental e protetor de tireoide) influencia nos valores dos coeficientes de conversão das doses. Conclui-se que a utilização do EPI contribui para uma redução de até 93% das doses, sendo eficiente na proteção radiológica dos profissionais que acompanham os pacientes durante o exame de TC.

Também, os pacientes pediátricos com Covid-19 ou outras enfermidades, que precisam realizar exames de TC de tórax, conclui-se que os órgãos com maiores doses são o coração, pulmão e tireoide, independentemente da idade. Contudo, as doses efetivas foram maiores para as crianças de 1 ano de idade se comparado a criança de 10 anos, de acordo com os resultados obtidos nesse trabalho.

Por fim, esse trabalho ajudou a compreender esse momento delicado em que estamos vivendo com o Covid-19, em que os exames de TC do tórax é um recurso de suma importância para diagnóstico e avaliação das extensões do Covid-19 no pulmão das pessoas. E nos estados graves, em que é necessário mecanismos de ventilação respiratório, os profissionais da enfermagem/radiologia precisam acompanhar e realizar ventilação manual nos pacientes durante o exame de TC. Portanto, este trabalho buscou compreender esse cenário e avaliar a exposição ocupacional desses profissionais, por meio de simulação Monte Carlo. Infelizmente, por conta do risco de contaminação do Covid-19, não foi realizado a parte experimental, o que possibilitaria obter os valores reais das doses do profissional, sendo um trabalho complementar a ser realizado futuramente, com todas as medidas de proteção.

REFERÊNCIAS

- ACR. American College of Radiology. **ACR Recommendations for the use of Chest Radiography and Computed Tomography (CT) for Suspected COVID-19 Infection**. Acesso em 30/11/2020. Disponível em <https://www.acr.org/Advocacy-and-Economics/ACR-Position-Statements/Recommendations-for-Chest-Radiography-and-CT-for-Suspected-COVID19-Infection>
- AL-HAJ, A.N., LOBRIGUITO, A.M., LAGARDE, C.S. Occupational doses during the injection of contrast media in pediatric CT procedures. **Radiat Prot Dosim** 103:169–172; 2003. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006129>
- AMBROSE, J. Computerised transverse axial scanning (tomography): Part 2. Clinical application. **BJR**, 46,1023-47, 1973. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-46-552-1023>
- ARGIS. Dashboard by the Center for Systems Science and Engineering (CSSE) at Johns Hopkins University (JHU). Acesso em 30/11/2020. Disponível em <https://www.arcgis.com/apps/opsdashboard/index.html#/bda7594740fd40299423467b48e9ecf6>
- BALONOV, M.I.; E SHRIMPTON, P.C. Dose eficaz e riscos de procedimentos médicos de raio-x. **Anais do ICRP**, 41(3–4), 129-141. 2012. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2012.06.002>
- BARO J., SEMPAU J., FERNANDEZ-VAREA J.M., SALVAT F. PENELOPE: An algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. **Nucl Instrum Methods B**, 100, 31-46, 1995. [https://doi.org/10.1016/0168-583X\(95\)00349-5](https://doi.org/10.1016/0168-583X(95)00349-5)
- BECKMANN, E.C. CT scanning the early days. **BJR**, 79:5-8, 2005. <https://doi.org/10.1259/bjr/29444122>
- BELINATO, W., SANTOS, W. S., PASCHOAL, C. M. M., SOUZA, D. N. Monte Carlo simulations in multi-detector CT (MDCT) for two PET/CT scanner models using MASH and FASH adult phantoms. **Nuclear Instruments and Methods in Physics**, 524–530, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2014.09.036>
- BELLOLIO, M.F., HEIEN, H.C., SANGARALINGHAM, L.R., JEFFERY, M.M., CAMPBELL, R.L., CABRERA, D., SHAH, N.D., & HESS, E.P. Increased computed tomography utilization in the emergency department and its association with hospital admission. **Western Journal of Emergency Medicine**, 18, 835-845, 2017. <https://doi.org/10.5811/westjem.2017.5>
- BERG, H. Radiation exposure to personnel during CT procedures. 2018. Acesso em 30/11/2020. <http://kau.diva-portal.org/smash/get/diva2:1228183/FULLTEXT01.pdf>
- BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. Tratado de posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada. 10º ed. Rio de Janeiro, Elsevier, 2010.
- BRENNER, D. J., ELLISTON, C., HALL, E., BERDON, W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. **American Journal of Roentgenology**, 176, 289-296, 2001. <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/ajr.176.2.1760289>
- BRODY, A. S. et al. Radiation risk to children from computed tomography. **Pediatrics**, 120(3), 677-682, 2007. <https://doi.org/10.1542/peds.2007-1910>
- BUSHBERG, J. T, SEIBERG, J. A., LEIDHOLDT JR, E. M., BOONE, J. M. The Essential Physics for Medical Imaging. second edi, ed. Philadelphia, PA 19106 USA: **Lippincott Williams & Wilkins**, 2002.
- BUSHBERG, J. T., SEIBERG, J. A., LEIDHOLDT JR, E. M., BOONE, J. M. The Essential Physics of Medical Imaging, Philadelphia: Wolters Kluwer Health, **Lippincott Williams & Wilkins**, 2012.

BUSHONG, S. C. Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção. Tradução de SANDRO MARTINS DOLGHI. Título original: Radiologic science for technologists: physics, biology and protection. Rio de Janeiro, 710, Elsevier, 2010.

CALZADO, A.; GELEIJNS, J. Tomografia computadorizada: Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Rev Fis Med*, 11(3), 163–180, 2010. <https://doi.org/10.15392/bjrs.v8i1.1027>

CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1), 101-115, 2009. <https://doi.org/10.29384/rbfm.2009>

CASSOLA, V.F., DE LIMA, V.J., KRAMER, R e KHOURY, H. J. FASH and MASH: Female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces. Part II. Dosimetric Calculations. *Phys. Med. Biol.*, 55, 163-189, 2010. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/010>

CASSOLA, V. F., KRAMER, R., MELO LIMA, V.J, OLIVEIRA LIRA, C. A. B., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W., BROWN, K. R. Development of newborn and 1-year-old reference phantoms based on polygon mesh surfaces. *J Radiol Prot*, 33(3), 669-91, 2013. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/33/3/669>

CBR. Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem. Recomendações de uso de métodos de imagem para pacientes suspeitos de infecção pelo COVID-19 [Internet]. São Paulo: CBR; 2020. https://cbr.org.br/wpcontent/uploads/2020/03/CBR_Recomenda%C3%A7%C3%B5es-de-uso-de-m%C3%A9todos-de-imagem.pdf

CERQUEIRA, R.A. D., CONCEIÇÃO, B. M., TEIXEIRA, C. H. C., MOTA, C. D., RODRIGUES, T. M. A., MAIA. Construção de um objeto simulador antropomórfico de tórax para medidas de controle da qualidade da imagem em radiodiagnóstico. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(4), 39-42, 2015. <https://doi.org/10.29384/rbfm.2010.v4.n3.p39-42>

CHEN, N., Zhou, M., Dong, X., Qu J., Gong, F., Han, Y., Qiu, Y., Wang, J., Liu, Y., Wei Y., Xia, J., Yu, T., Zhang, X., Zhang, L. Epidemiological and clinical characteristics of 99 cases of 2019 novel coronavirus pneumonia in Wuhan, China: a descriptive study. *The Lancet*, 395(10223), 507-513, 2020. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(20\)30211-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)30211-7)

CHERRY, R. N. Chapter 48 - Radiation: Ionizing. Geneva: International Labour Office, 1998.

CHUA, M. L. K., SOMAIAH, N., A'HERN, R., DAVIES, S., GOTHARD, L., YARNOLD, J., & ROTHKAMM, K. Residual DNA and chromosomal damage in ex vivo irradiated blood lymphocytes correlated with late normal tissue response to breast radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 99(3), 362–366, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2011.05.071>

CLARKE, R.H., VALENTIN, J. The History of ICRP and the Evolution of its Policies. *Annals of the ICRP*. ICRP Publication 109, 39(1), 75–110. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2009.07.009>

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Norma NN 3.01: **Diretrizes básicas de proteção radiológica**. 2014. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>>.

COMPTON, A. H. A quantum theory of the scattering of x-rays by light elements. *Physical Review*, APS, 21(5), 483–502, 1923. <https://journals.aps.org/pr/abstract/10.1103/PhysRev.21.483>

CORMACK, A.M. Representação de uma função por seus integrais de linha, com algumas aplicações radiológicas. *Journal of Applied Physics*, 34 (9), 2722-2727, 1963. <https://doi.org/10.1063/1.1729798>

CRANLEY, K., GILMORE, B. J., FOGARTY, G. W. A., DESPONDS, L. Catalogue of diagnostic x-ray spectra and other data. *Institute of Physics and Engineering in Medicine*. Report 78 York: IPEM, 1997. [https://doi.org/10.1016/S1078-8174\(98\)80053-9](https://doi.org/10.1016/S1078-8174(98)80053-9)

CRISTY M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/NUREG/TM-367. 1980

CRISTY M., ECKERMAN K. F. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/TM-8381/V1. 1987

DE MELO LIMA, V. J., CASSOLA, V. F., KRAMER, R., DE OLIVEIRA LIRA, C. A. B., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W. Development of 5 and 10-year-old pediatric phantoms based on polygon mesh surfaces. *Med Phys*, 38(8), 4723-36, 2011. <https://doi.org/10.1118/1.3615623>

DIMBYLOW, P.J. The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry. Proc. Int. Workshop on voxel phantom development. Chilton, UK: **National Radiological Protection Board**, 1995.

DIMBYLOW, P.J. Development of the female voxel phantom, Naomi, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields. *Phys. Med. Biol.*, 50, 1047-1070, 2005. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/6/002>

DONG E., DU H., GARDNER L. An interactive web-based dashboard to track COVID-19 in real time. *Lancet Infect Dis*; published online Feb 19. [https://doi.org/10.1016/S1473-3099\(20\)30120-1](https://doi.org/10.1016/S1473-3099(20)30120-1)

DOWSETT, D. J.; KENNY, P. A.; JOHNSTON, R. E. The Physics of Diagnostic Imaging. 2^a ed., London: **Hodder Arnold**, 2006.

EINSTEIN, A. Über einen die Erzeugung und Verwandlung des Lichtes betreffenden heuristischen Gesichtspunkt. *Annalen der Physik*, Wiley Online Library, v. 322, n. 6, p. 132–148, 1905. <https://doi.org/10.1002/andp.19053220607>

FINATTO, J. D. FRONER, A.P, JULIANA PIMENTEL, J., SILVA, A.M.M. Estudo Comparativo de Descritor de Dose em Exames Pediátricos de Tomografia Computadorizada. **Sociedade Brasileira de Proteção radiológica - SBPR**, 2014. <https://doi.org/10.15392/bjrs.v3i1A.126>

FINKELSTEIN, M.M. Is brain cancer an occupational disease of cardiologists? *Can. J. Cardiol.* 14, 1385–1388, 1998.

FLOHR, T. G., JOSEPH SCHOEPF, U., & OHNESORGE, B. M. Chasing the Heart. *Journal of Thoracic Imaging*, 22(1), 4–16, 2007. <https://doi.org/10.1097/RTI.0b013e318032132c>

FLÔR, R.D.C., GELBCKE, F.L. Radiation protection and the attitude of nursing staff in a cardiac catheterization laboratory. *Texto Contexto-Enferm*, 22, 416–22, 2013. <https://doi.org/10.1590/S0104-07072013000200018>

GARVEY, C. J. Computed tomography in clinical practice. *BMJ*, 324 (7345),1077–1080, 2002. <https://doi.org/10.1136/bmj.324.7345.1077>

GHOBADI A., SHIRAZI A., NAJAFI M., KAHKESH M.H., REZAPOOR S. Melatonin ameliorates radiation-induced oxidative stress at targeted and nontargeted lung tissue. *J Med Phys*, 42, 241-4, 2017. https://doi.org/10.4103/jmp.JMP_60_17

GOLDMAN LW. Principles of CT: Multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 36(2), 57-68, 2008. <https://www.doi.org/10.2967 / jnmt.107.044826>

GU, J., BEDNARZ, B., CARACAPPA, P.F., XU, X.G.. The development, validation and application of a multi-detector CT (MDCT) scanner model for assessing organ doses to the pregnant patient and the fetus using Monte Carlo simulations. *Phys. Med. Biol.*, 54, 2699–2717, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/9/007>

- HEILMAIER C., MAYOR A., ZUBER N., FODOR P. & WEISHAUPT D. Improving Radiation Awareness and Feeling of Personal Security of Non-Radiological Medical Staff by Implementing a Traffic Light System in Computed Tomography. **Thieme Fortschr Röntgenstr**,188 (03), 280-287, 2016. <https://www.doi.org/10.1055 / s-0041-110450>
- HOUNSFIELD, G. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. **The British Journal of Radiology**, 46 (552), 1016–1022, 1973. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-46-552-1016>
- HUANG P., LIU T., HUANG L., LIU H., LEI M., XU W., et al. Use of chest CT in combination with negative RT-PCR assay for the 2019 novel coronavirus but high clinical suspicion. **Radiology**, 295(1), 22-3, 2020. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020200330>
- IAEA. International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in Diagnostic Radiology for Paediatric Patients**. (Human Health Series n° 24), Vienna, 2013.
- IAEA. International Atomic Energy Agency. **Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers And Students**. Vienna, 2014.
- ICRP 26. International Commission On Radiological Protection. “**The ALARA principle**”, Publication n° 26, 1977.
- ICRP 103. , International Commission on Radiological Protection. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publication n° 103, 2007.
- ICRP 110, International Commission on Radiological Protection. **Adult reference computational phantoms**. Publication n° 110, 2009.
- ICRP 116. , International Commission on Radiological Protection. **Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures**. Publication n° 116, 2010.
- KALENDER, W. A. X-ray computed tomography: Institute of physics publishing physics in medicine and biology **Phys. Med. Biol.** R29–R43,2006. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/51/13/R03>
- KALENDER, W. A. Computed tomography: Fundamentals, System Technology, Imagy Quality, Application. 3 Ed. Erlangen, 2011.
- KIM, K. P., MILLER, D., DE GONZALEZ, A. B., BALTER, S., KLEINERMAN, R. A., OSTROUMOVA, E., SIMON, S. L., LINET, M. S. Occupational Radiation Doses to Operators Performing Fluoroscopically-Guided Procedures. **Health Phys**,103(1), 80- 99, 2012. <https://doi.org/10.1097/HP.0b013e31824dae76>
- KOBAYASHI, M., KOSHIDA, K., SUZUKI, S., & KATADA, K. Evaluation of patient dose and operator dose in swallowing CT studies performed with a 320-detector-row multislice CT scanner. **Radiological Physics and Technology**, 5,148-155, 2012. <https://doi.org/10.1007/s12194-012-0148-3>
- KRAMER, R., ZANKL, M., WILLIAMS, G., DREXLER, G. O. Calculation of Dose from External Photon Exposure Using Reference Human Phantom and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical phantoms. GSF-Bericht S-885, GSFNational Research for Enviroment and Health. Neuherberg, Germany, 1982. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/31/4/010>
- LEE, C., LODWICK, D., HURTADO, J., PAFUNDI, D., L. WILLIAMS, J., BOLCH, W. E. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. **Phys. Med. Biol.**, 55, 339–363, 2010. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/2/002>

LIMA, J. J. P. Técnicas de Diagnóstico com Raios X - Aspectos Físicos e Biofísicos. [ed.] Imprensa da **Universidade de Coimbra**. Coimbra: s.n., 2009. <http://dx.doi.org/10.14195/978-989-26-0484-8>

LINET M.S., KIM K.P., MILLER D.L., KLEINERMAN R.A., SIMON S.L., BERRINGTON G.A. Historical review of occupational exposures and cancer risks in medical radiation workers. **Radiat Res**, 174, 793-808, 2010. <https://doi.org/10.1667/RR2014.1>

LIU, Xiaopeng; ZHANG, Sisen. COVID-19: Face masks and human-to-human transmission. *Influenza and Other Respiratory Viruses*, 2020. <https://doi.org/10.1111/irv.12740>

MAIA, A. F. **Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada**. Tese (doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo. 2005.

MAIERHOFER, L; GUERRINE, RM. **Guia prático de Tomografia Computadorizada**. São Paulo: Guanabara, 2001.

MCCONN, R.J., GESH, C.J., PAGH, R.T., RUCKER, R. A., WILLIAMS III, R. G. Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling, PNNL-15870 Rev. 1(Washington: Pacific North West National Laboratory), 2011

MCNITT-GRAY, M. F. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT: radiation dose in CT. **Radiographics**, 22, 1541-1553,2002. <https://doi.org/10.1148/rg.226025128>

MOONEY, R.B., McKinsty CS, Kamel HA. Absorbed dose and deterministic effects to patients from interventional neuroradiology. **Br J Radiol**, 73, 745-51, 2000. <https://doi.org/10.1259/bjr.73.871.11089467>

MOURÃO, A. P. Tomografia computadorizada: Tecnologias e Aplicações. **Editora Difusão**, p. 19. São Caetano do Sul:, 2007.

NANG, DA. The importance of medical staff placement in CT examination rooms a study of the scattered radiation doses in CT examination rooms in. 2017. Acessado no dia 26/11/2020 <http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:1117348/FULLTEXT01.pdf>

NAVARRO, M. V. T. Risco, radiodiagnóstico e vigilância sanitária. Salvador: **EDUFBA**, 2009.

NEVES, L.P., FRANCO, A.B., FRANÇA, M., SOARES, M.R., BELINATO, W., SANTOS, W.S., PERINI, A.P. Computational dosimetry in a pediatric i-CAT procedure using virtual anthropomorphic phantoms. **Radiation Physics and Chemistry**, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.03.040>

OLIVEIRA, B.B. Perfil de Dose em Varreduras de Tórax por Tomografia Computadorizada. Dissertação (mestrado) - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte. 2011

OMS, Organização Mundial de Saúde (World Health Organization). WHO Director General s remarks at the media briefing on 2019 nCoV on February 11, 2020. <https://www.who.int/dg/speeches/detail/who-director-general-s-remarks-at-the-media-briefing-on-2019-n-cov-on-11-february-2020>. Published February 11 , 2020 . Acesso em 12/02/2020.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. Física das radiações. **Oficina de Textos**, 2010.

PEARCE, M.S. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukemia an brain tumours: a retrospective cohort study. **The Lancet**, 2012. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60815-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60815-0)

PELOWITZ, D. B. MCNPX user's manual version 2.7.0. Los Alamos, LANL, 2011.

- PERINI, A. P., SANTOS, W. S., NEVES, L. P., BELINATO, W., & CALDAS, L. V. E. Estimative of conversion coefficients for absorbed and effective doses for pediatric CT examinations in two different PET/CT scanners. **Radiation Physics and Chemistry**, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.07.009>
- PIERCE, D. A., SHIMIZU Y., PRESTON D.L, VAETH, M., MABUCHI, K. Studies of the mortality of atomic bomb survivors. Report 12, Part I. Cancer: 1950-1990. **Radiat. Res.**,146, 1-27, 1996.
- PISANO, E. D., Yaffe, M.J. Digital mammography. **Radiology**, 234, 353-361, 2005. <https://doi.org/10.1148/radiol.2342030897>
- RDC, Resolução da Diretoria Colegiada. Ministério da Saúde. Agência Nacional De Vigilância Sanitária - Ministério da Saúde. Resolução n.330, Brasília, 2019.
- SANTOS, W.S., BELINATO, W., PERINI, A.P., CALDAS, L.V.E., GALEANO, D.C., SANTOS, C.J., NEVES, L.P. Occupational exposures during abdominal fluoroscopically guided interventional procedures for different patient sizes - A Monte Carlo approach. **Physica Medica-European Journal of Medical Physics**, 45, 35-43, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.11.016>
- SEDAGHAT, A., GITY, M., RADPOUR, A., KARIMI, M.A., HAGHIGHATKHAH, H.R., KESHAVARZ, AZHIDEH, A. COVID-19 protection guidelines in outpatient medical imaging centers. *Academic radiology*, 27(6), 904, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2020.04.019>
- SHAFIEE M, RASHIDFAR R, ABDOLMOHAMMADI J, BORZOUAISILEH S, SALEHI Z, DASHTIAN K. A study to assess the knowledge and practice of medical professionals on radiation protection in interventional radiology. **Indian J Radiol Imaging**, 30,64-9, 2020. <https://www.ijri.org/text.asp?2020/30/1/64/281572>
- SILVA, M.E.S., SILVA, A.F., FRANCO, A.B., GONÇALVES, L.W.S., PAVAN, S.S., PERINI, A.P AND NEVES, L.P. Panorama dos exames de Tomografia Computadorizada realizados no Brasil. 2019. <http://doi.org/10.5281/zenodo.3460471>
- SILVA, J.S.S. Estudo do Fosfito de Betaína por Métodos de Difrração de Raios-X. Dissertação de Mestrado. Universidade de Coimbra, Coimbra, 1998.
- SIEMENS. Site Siemens Medical Solutions. Acesso em 30/11/2020. Disponível em <https://www.siemens-healthineers.com/>
- SIEMENS. Somatom Spirit Application Guide.2015. Acesso em 01/05/2019. Disponível em <http://pdfstream.manualsonline.com/9/9fe56ba5-2988-431d-8ea5-4581d0769415.pdf>
- SMITH-BINDMAN R., LIPSON J., MARCUS R., KIM K.P., MAHESH M., GOULD R., et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. **Arch Intern Med**,169, 2078-86, 2009. <http://doi.org/10.1001/archinternmed.2009.427>
- SOARES, M. R., SANTOS, W. S., NEVES, L. P., PERINI, A. P., BATISTA, W. O. G., BELINATO, W., ... CALDAS, L. V. E. Dose estimate for cone beam CT equipment protocols using Monte Carlo simulation in computational adult anthropomorphic phantoms. **Radiation Physics and Chemistry**, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.06.038>
- SOOKPENG, S., MARTIN, C.J., & KADMAN, B. Eye Lens Radiation Doses to Miscentering Patients and Health-Care Staff From Head Computed Tomography. **Journal of Radiology Nursing**.2019. <https://doi.org/10.1016/j.jradnu.2019.05.002>
- SPAIDE, R.F., KLANCNIK, J.M. JR., COONEY MJ. Retinal vascular layers in macular telangiectasia type 2 imaged by optical coherence tomographic angiography. *JAMA Ophthalmol*. 133(1), 66–73, 2015. <https://doi.org/10.1001/jamaophthalmol.2014.3950>

TAUHATA, L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. R. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. **IRD/CNEN**. 9ª revisão. Rio de Janeiro. 345p. 2013. ^

THOME, C., CHAMBERS, D. B., HOOKER, A. M., THOMPSON, J. W., & BOREHAM, D. R. Deterministic Effects to the Lens of the Eye Following Ionizing Radiation Exposure. **Health Physics**, 114(3), 328–343, 2018. <https://doi.org/10.1097/hp.0000000000000810>

UNSCEAR, United Nations Scientific Committee on the Effect of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2010 Report, 2010

VALENTIN, J. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. **Annals of the ICRP**, 32(3-4), 1–277, 2002. [https://doi.org/10.1016/s0146-6453\(03\)00002-2](https://doi.org/10.1016/s0146-6453(03)00002-2)

VAÑO, E, GONZALEZ, L., BENEYTEZ, F. AND MORENO, F. Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. **Br. J. Radiol.** 71, 728–733, 1998. <https://doi.org/10.1259/bjr.71.847.9771383>

VON JAGIC, N., SCHWARTZ, G. AND SIEBENROCK F., Blutkefunde bei Rontgenologen. Berl. **Klin. Wchnschr.** 48, 1220, 1911.

WU Z., MCGOOGAN J.M. Characteristics of and important lessons from the coronavirus disease 2019 (COVID 19) outbreak in China: Summary of a report of 72314 cases from the Chinese center for disease control and prevention. **J Am Med Assoc.** 2020. <https://doi.org/doi:10.1001/jama.2020.2648>

XIA, W., SHAO, J., GUO, Y., PENG, X., LI, Z., HU, D. Características clínicas e tomográficas em pacientes pediátricos com infecção por COVID - 19: pontos diferentes dos adultos. *Pneumologia Pediátrica*, 2020. <https://doi.org/10.1002/ppul.24718>

XIE, J., TONG, Z., GUAN, X., DU, B., QIU, H. Clinical Characteristics of Patients Who Died of Coronavirus Disease 2019 in China. *JAMA Network Open*, 3(4), e205619, 2020. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2020.5619>

XU, X.G., ECKERMAN, K. F. Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry. Boca Raton, FL: CRC Press/Taylor and Francis, 576, 2009. <https://doi.org/10.1201/EBK1420059793>

YAN, C., LIN, J., XU, Y. Recommendations for coronavirus disease 2019 (COVID-19) prevention and infection control in the radiology department: Chinese experience. *Clinical imaging*, v. 69, p. 33-36, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2020.06.044>

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica Monte Carlo Method : principles and applications in Medical Physics. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009. <https://doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149>

ZHANG, J., NA, Y.H., CARACAPPA, P.F e XU, X.G. RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh based, sizeadjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams. **Phys. Med. Biol.**, 54, 5885-5908, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/015>

ZIESSMAN, Harvey A.; O'MALLEY, Janis P.; THRALL, James H. *Medicina nuclear*. Elsevier Brasil, 2014.

ZU, Zi Yue et al. Coronavirus disease 2019 (COVID-19): a perspective from China. *Radiology*, p. 200490, 2020. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020200490>

ZUBAL, I.G., HARRELL, C.R., SMITH, E.O., RATTNER, Z., GINDI, G e HOFFER, P.B. Computerized threedimensional segmented human anatomy. **Med. Phys.**, 21, 299-302, 1994.

APÊNDICE A

Nesse apêndice apresentaram todos os resultados obtidos com 680 simulação realizadas neste trabalho, sendo os coeficientes de conversão das doses equivalentes (CC[HT]) e efetivas (CC(E)) dos profissionais e pacientes, durante o exame de TC do tórax.

Tabela A.1: Valores de $CC[H_7]$ (Gy.cm) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$)(incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional masculino acompanhando uma criança de 1 ano.

MÉDICO COM PACIENTE (CRIANÇA) DE 1 ANO				
Órgãos	MÉDICO (POSIÇÃO 1)		MÉDICO (POSIÇÃO 2)	
	SEM EPI	COM EPI	SEM EPI	COM EPI
	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]
Medula Óssea	2,31E-03 (0,02)	5,47E-04 (0,04)	2,16E-03 (0,02)	5,32E-04 (0,04)
Cólon	9,76E-03 (0,04)	6,11E-04 (0,14)	7,10E-03 (0,04)	4,61E-04 (0,16)
Pulmão	4,72E-03 (0,04)	3,12E-04 (0,13)	4,19E-03 (0,04)	2,72E-04 (0,14)
Estômago	1,36E-02 (0,05)	8,58E-04 (0,19)	7,63E-03 (0,07)	4,19E-04 (0,28)
Mamas	1,71E-02 (0,09)	6,51E-04 (0,39)	1,11E-03 (0,01)	5,03E-04 (0,44)
Demais tecidos	3,32E-05 (0,01)	3,37E-06 (0,01)	2,98E-05 (0,01)	3,20E-06 (0,01)
Testículos	1,97E-02 (0,09)	1,05E-03 (0,35)	1,69E-02 (0,10)	8,72E-04 (0,03)
Bexiga	5,69E-03 (0,11)	4,96E-04 (0,37)	5,00E-03 (0,12)	4,21E-04 (0,39)
Esôfago	3,01E-03 (0,16)	2,10E-04 (0,54)	2,78E-03 (0,16)	2,22E-04 (0,56)
Fígado	8,27E-03 (0,04)	4,59E-04 (0,16)	1,07E-02 (0,03)	6,59E-04 (0,13)
Tireoide	5,65E-03 (0,19)	4,01E-04 (0,66)	4,88E-03 (0,21)	4,34E-04 (0,69)
Superfície óssea	2,01E-03 (0,02)	4,67E-04 (0,04)	1,87E-03 (0,02)	4,52E-04 (0,04)
Cérebro	1,06E-03 (0,11)	7,16E-04 (0,14)	9,73E-04 (0,12)	7,07E-04 (0,14)
Glândulas salivares	1,79E-03 (0,09)	5,60E-04 (0,17)	1,46E-03 (0,10)	5,21E-04 (0,16)
Pele	7,23E-03 (0,01)	1,13E-03 (0,03)	6,64E-03 (0,01)	1,09E-03 (0,03)
Lentes dos olhos	6,19E-03 (0,47)	4,27E-03 (0,56)	4,86E-03 (0,53)	3,06E-03 (0,64)
Olhos	4,85E-03 (0,22)	3,49E-03 (0,25)	3,91E-03 (0,25)	2,66E-03 (0,29)
DOSE EFETIVA CC(Eh) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$)	8,31E+03 (0,02)	5,33E+02 (0,07)	5,06E+03 (0,02)	4,30E+02 (0,08)

Tabela A.2: Valores de $CC[H_T]$ (Gy.cm) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo feminino acompanhando uma criança de 1 ano.

MÉDICA COM PACIENTE (CRIANÇA) DE 1 ANO				
Órgãos	MÉDICA (POSIÇÃO 1)		MÉDICA (POSIÇÃO 2)	
	SEM EPI	COM EPI	SEM EPI	COM EPI
	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]
Medula Óssea	2,58E-03 (0,02)	4,95E-04 (0,04)	2,54E-03 (0,02)	6,07E-04 (0,01)
Cólon	1,06E-02 (0,04)	6,80E-04 (0,14)	7,53E-03 (0,04)	5,13E-04 (0,01)
Pulmão	6,06E-03 (0,03)	4,18E-04 (0,12)	5,44E-03 (0,04)	3,96E-04 (0,01)
Estômago	1,42E-02 (0,05)	9,40E-04 (0,18)	7,72E-03 (0,07)	5,12E-04 (0,01)
Mamas	1,84E-02 (0,03)	7,55E-04 (0,14)	1,49E-02 (0,04)	6,57E-04 (0,01)
Demais tecidos	2,96E-05 (0,01)	2,28E-06 (0,01)	2,70E-05 (0,01)	2,46E-06 (0,01)
Ovário	6,88E-03 (0,20)	5,26E-04 (0,70)	5,20E-03 (0,23)	4,51E-04 (0,01)
Bexiga	6,99E-03 (0,13)	5,40E-04 (0,45)	5,32E-03 (0,15)	5,28E-04 (0,01)
Esôfago	4,11E-03 (0,14)	3,32E-04 (0,45)	3,70E-03 (0,15)	3,25E-04 (0,01)
Fígado	8,79E-03 (0,04)	5,17E-04 (0,16)	1,11E-02 (0,04)	7,64E-04 (0,01)
Tireoide	1,19E-02 (0,14)	8,75E-04 (0,48)	9,19E-03 (0,16)	7,56E-04 (0,01)
Superfície óssea	2,24E-03 (0,02)	4,14E-04 (0,04)	2,19E-03 (0,02)	5,07E-04 (0,01)
Cérebro	1,76E-03 (0,09)	1,15E-03 (0,11)	1,80E-03 (0,09)	1,33E-03 (0,01)
Glândulas salivares	2,27E-03 (0,09)	7,15E-04 (0,16)	2,04E-03 (0,09)	7,58E-04 (0,01)
Pele	8,33E-03 (0,01)	8,76E-04 (0,03)	7,85E-03 (0,01)	1,14E-03 (0,01)
Lentes dos olhos	2,64E-04 (0,47)	1,40E-04 (0,61)	2,16E-04 (0,49)	1,17E-04 (0,01)
Olhos	1,41E-01 (0,18)	7,64E-02 (0,22)	1,21E-01 (0,19)	6,71E-02 (0,01)
DOSE EFETIVA CC(Ef) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$)	8,19E+03 (0,02)	5,59E+02 (0,07)	6,30E+03 (0,02)	4,91E+02 (0,01)

Tabela A.3: Valores de $CC[H_T]$ (Gy.cm) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo masculino acompanhando uma criança de 10 anos do sexo feminino.

MÉDICO COM PACIENTE (CRIANÇA) DE 10 ANOS FEMININO				
Órgãos	MÉDICO (POSIÇÃO 1)		MÉDICO (POSIÇÃO 2)	
	SEM EPI	COM EPI	SEM EPI	COM EPI
	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]
Medula Óssea	2,83E-03 (0,02)	6,70E-04 (0,03)	2,99E-03 (0,01)	7,41E-04 (0,01)
Cólon	1,18E-02 (0,04)	7,39E-04 (0,14)	9,82E-03 (0,01)	6,16E-04 (0,03)
Pulmão	5,68E-03 (0,03)	3,59E-04 (0,13)	5,93E-03 (0,01)	3,82E-04 (0,03)
Estômago	1,68E-02 (0,05)	1,07E-03 (0,18)	1,06E-02 (0,01)	5,61E-04 (0,05)
Mamas	2,17E-02 (0,09)	7,29E-04 (0,40)	2,08E-02 (0,01)	7,38E-04 (0,08)
Demais tecidos	4,09E-05 (0,11)	4,15E-06 (0,01)	4,10E-05 (0,01)	4,32E-06 (0,01)
Testículos	2,54E-02 (0,08)	1,27E-03 (0,34)	2,38E-02 (0,01)	1,20E-03 (0,07)
Bexiga	7,15E-03 (0,11)	5,89E-04 (0,34)	6,71E-03 (0,01)	5,77E-04 (0,08)
Esôfago	3,62E-03 (0,16)	3,05E-04 (0,51)	4,07E-03 (0,02)	3,08E-04 (0,11)
Fígado	1,01E-02 (0,04)	5,70E-04 (0,15)	1,48E-02 (0,01)	8,95E-04 (0,02)
Tireoide	6,84E-03 (0,19)	5,44E-04 (0,65)	6,93E-03 (0,04)	5,11E-04 (0,13)
Superfície óssea	2,47E-03 (0,02)	5,73E-04 (0,03)	2,60E-03 (0,01)	6,28E-04 (0,01)
Cérebro	1,22E-03 (0,11)	8,29E-04 (0,14)	1,44E-03 (0,01)	1,05E-03 (0,03)
Glândulas salivares	2,02E-03 (0,10)	6,49E-04 (0,16)	2,15E-03 (0,01)	7,58E-04 (0,03)
Pele	8,93E-03 (0,01)	1,40E-03 (0,02)	9,19E-03 (0,01)	1,50E-03 (0,01)
Lentes dos olhos	7,77E-03 (0,46)	5,43E-03 (0,52)	6,94E-03 (0,22)	4,35E-03 (0,11)
Olhos	5,48E-03 (0,22)	3,81E-03 (0,26)	6,01E-03 (0,05)	4,05E-03 (0,05)
DOSE EFETIVA CC(Eh) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$)	1,03439E+04(0,02)	6,45E+02 (0,07)	9,38E+03 (0,00)	5,92E+02 (0,02)

Tabela A.4: Valores de $CC[H_T]$ (Gy.cm) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo feminino acompanhando uma criança de 10 anos do sexo feminino.

MÉDICA COM PACIENTE (CRIANÇA) DE 10 ANOS FEMININO				
Órgãos	MÉDICA (POSIÇÃO 1)		MÉDICA (POSIÇÃO 2)	
	SEM EPI	COM EPI	SEM EPI	COM EPI
	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]
Medula Óssea	3,16E-03 (0,01)	6,06E-04 (0,04)	3,64E-03 (0,02)	8,55E-04 (0,03)
Cólon	1,32E-02 (0,01)	8,52E-04 (0,13)	1,07E-02 (0,04)	7,19E-04 (0,14)
Pulmão	7,33E-03 (0,01)	5,01E-04 (0,12)	7,87E-03 (0,03)	5,42E-04 (0,11)
Estômago	1,73E-02 (0,01)	1,13E-03 (0,18)	1,09E-02 (0,06)	7,04E-04 (0,23)
Mamas	2,27E-02 (0,01)	9,12E-04 (0,14)	2,18E-02 (0,03)	9,27E-04 (0,14)
Demais tecidos	3,67E-05 (0,01)	2,85E-06 (0,01)	3,82E-05 (0,01)	3,38E-06 (0,01)
Ovário	8,94E-03 (0,04)	6,64E-04 (0,67)	7,15E-03 (0,21)	6,06E-04 (0,76)
Bexiga	8,89E-03 (0,03)	6,59E-04 (0,43)	7,56E-03 (0,13)	6,88E-04 (0,42)
Esôfago	5,14E-03 (0,03)	4,74E-04 (0,43)	5,57E-03 (0,13)	4,40E-04 (0,41)
Fígado	1,07E-02 (0,01)	6,42E-04 (0,16)	1,59E-02 (0,03)	1,03E-03 (0,12)
Tireoide	1,43E-02 (0,03)	1,04E-03 (0,48)	1,36E-02 (0,14)	1,12E-03 (0,46)
Superfície óssea	2,75E-03 (0,01)	5,10E-04 (0,04)	3,14E-03 (0,02)	7,14E-04 (0,03)
Cérebro	2,01E-03 (0,02)	1,29E-03 (0,11)	2,71E-03 (0,08)	1,95E-03 (0,09)
Glândulas salivares	2,68E-03 (0,02)	9,10E-04 (0,16)	3,02E-03 (0,08)	1,10E-03 (0,14)
Pele	1,03E-02 (0,01)	1,09E-03 (0,03)	1,12E-02 (0,01)	1,58E-03 (0,02)
Lentes dos olhos	3,04E-04 (0,10)	1,49E-04 (0,60)	3,29E-04 (0,44)	1,46E-04 (0,58)
Olhos	1,70E-01 (0,04)	9,28E-02 (0,23)	1,74E-01 (0,17)	9,60E-02 (0,22)
DOSE EFETIVA CC(Ef) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$)	1,01E+04 (0,00)	6,84E+02 (0,07)	9,07E+03 (0,02)	6,83E+02 (0,08)

Tabela A.5: Valores de $CC[H_T]$ (Gy.cm) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo masculino acompanhando uma criança de 10 anos do sexo masculino.

MÉDICO COM PACIENTE (CRIANÇA) DE 10 ANOS MASCULINO				
Órgãos	MÉDICO (POSIÇÃO 1)		MÉDICO (POSIÇÃO 2)	
	SEM EPI	COM EPI	SEM EPI	COM EPI
	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]
Medula Óssea	2,83E-03 (0,02)	6,70E-04 (0,03)	3,00E-03 (0,02)	7,41E-04 (0,03)
Cólon	1,18E-02 (0,04)	7,38E-04 (0,14)	9,83E-03 (0,04)	6,15E-04 (0,15)
Pulmão	5,69E-03 (0,03)	3,59E-04 (0,13)	5,94E-03 (0,03)	3,82E-04 (0,13)
Estômago	1,68E-02 (0,05)	1,07E-03 (0,18)	1,06E-02 (0,06)	5,59E-04 (0,26)
Mamas	2,17E-02 (0,09)	7,30E-04 (0,40)	2,08E-02 (0,09)	7,39E-04 (0,39)
Demais tecidos	4,10E-05 (0,02)	4,16E-06 (0,01)	4,11E-05 (0,01)	4,32E-06 (0,01)
Testículos	2,54E-02 (0,08)	1,27E-03 (0,34)	2,38E-02 (0,09)	1,20E-03 (0,35)
Bexiga	7,15E-03 (0,11)	5,88E-04 (0,34)	6,71E-03 (0,11)	5,78E-04 (0,37)
Esôfago	3,62E-03 (0,16)	3,06E-04 (0,51)	4,07E-03 (0,15)	3,06E-04 (0,52)
Fígado	1,01E-02 (0,04)	5,68E-04 (0,15)	1,48E-02 (0,03)	8,93E-04 (0,12)
Tireoide	6,85E-03 (0,19)	5,38E-04 (0,65)	6,94E-03 (0,19)	5,13E-04 (0,62)
Superfície óssea	2,47E-03 (0,02)	5,74E-04 (0,03)	2,60E-03 (0,02)	6,27E-04 (0,03)
Cérebro	1,22E-03 (0,11)	8,28E-04 (0,14)	1,44E-03 (0,10)	1,04E-03 (0,12)
Glândulas salivares	2,02E-03 (0,10)	6,52E-04 (0,16)	2,15E-03 (0,09)	7,58E-04 (0,15)
Pele	8,94E-03 (0,01)	1,40E-03 (0,02)	9,19E-03 (0,01)	1,50E-03 (0,02)
Lentes dos olhos	7,76E-03 (0,46)	5,44E-03 (0,52)	6,93E-03 (0,47)	4,38E-03 (0,54)
Olhos	5,48E-03 (0,22)	3,82E-03 (0,26)	6,02E-03 (0,23)	4,07E-03 (0,26)
DOSE EFETIVA CC(Eh) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$)	1,04E+04 (0,02)	6,45E+02 (0,07)	9,39E+03 (0,02)	5,92E+02 (0,08)

Tabela A.6: Valores de $CC[H_T]$ (Gy.cm) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) no profissional do sexo feminino acompanhando uma criança de 10 anos masculino.

MÉDICA COM PACIENTE (CRIANÇA) DE 10 ANOS MASCULINO				
Órgãos	MÉDICA (POSIÇÃO 1)		MÉDICA (POSIÇÃO 2)	
	SEM EPI	COM EPI	SEM EPI	COM EPI
	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]	CC [HT]
Medula Óssea	3,16E-03 (0,02)	6,07E-04 (0,04)	3,64E-03 (0,02)	8,57E-04 (0,03)
Cólon	1,32E-02 (0,02)	8,55E-04 (0,13)	1,07E-02 (0,02)	7,22E-04 (0,14)
Pulmão	7,33E-03 (0,04)	5,00E-04 (0,13)	7,87E-03 (0,04)	5,43E-04 (0,11)
Estômago	1,73E-02 (0,01)	1,13E-03 (0,18)	1,09E-02 (0,01)	7,10E-04 (0,23)
Mamas	2,28E-02 (0,02)	9,09E-04 (0,14)	2,18E-02 (0,02)	9,27E-04 (0,14)
Demais tecidos	3,67E-05 (0,01)	2,85E-06 (0,01)	3,82E-05 (0,01)	3,38E-06 (0,01)
Ovário	8,93E-03 (0,01)	6,69E-04 (0,67)	7,15E-03 (0,01)	6,01E-04 (0,76)
Bexiga	8,88E-03 (0,01)	6,58E-04 (0,43)	7,56E-03 (0,01)	6,90E-04 (0,42)
Esôfago	5,14E-03 (0,01)	4,67E-04 (0,43)	5,57E-03 (0,01)	4,41E-04 (0,42)
Fígado	1,07E-02 (0,03)	6,45E-04 (0,16)	1,59E-02 (0,04)	1,03E-03 (0,12)
Tireoide	1,43E-02 (0,01)	1,04E-03 (0,48)	1,36E-02 (0,01)	1,12E-03 (0,46)
Superfície óssea	2,75E-03 (0,03)	5,10E-04 (0,04)	3,14E-03 (0,03)	7,15E-04 (0,03)
Cérebro	2,01E-03 (0,01)	1,29E-03 (0,11)	2,71E-03 (0,01)	1,96E-03 (0,09)
Glândulas salivares	2,68E-03 (0,01)	9,11E-04 (0,16)	3,03E-03 (0,01)	1,11E-03 (0,14)
Pele	1,04E-02 (0,04)	1,09E-03 (0,03)	1,12E-02 (0,04)	1,58E-03 (0,02)
Lentes dos olhos	3,03E-04 (0,01)	1,49E-04 (0,60)	3,29E-04 (0,01)	1,46E-04 (0,58)
Olhos	1,70E-01 (0,01)	9,36E-02 (0,22)	1,74E-01 (0,01)	9,60E-02 (0,22)
DOSE EFETIVA CC(Ef) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$)	1,01E+04 (0,01)	6,84E+02 (0,07)	9,08E+03 (0,01)	6,84E+02 (0,08)

Tabela A.7: Valores de $CC[H_T]$ (Gy.cm) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) na criança de 1 ano.

Criança de 1 ano- 32 Cortes	
Órgãos	CC [HT]
Medula Óssea	6,97E-01 (0,01%)
Cólon	3,72E-01(0,01%)
Pulmão	1,07E+00(0,03%)
Estômago	6,80E-01(0,02%)
Mamas	6,03E-02(0,06%)
Demais tecidos	4,32E-03(0,01%)
Gônadas sexuais	1,41E-01(0,10%)
Bexiga	2,20E-01(0,03%)
Esôfago	9,34E-01(0,02%)
Fígado	7,94E-01(0,01%)
Tireoide	1,07E+00(0,04%)
Superfície óssea	2,80E-01(0,01%)
Cérebro	2,28E-01(0,01%)
Glândulas salivares	6,34E-01(0,02%)
Pele	5,40E-01(0,01%)
Coração	1,12E+00(0,01%)
DOSE EFETIVA CC(E) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}'$)	4,95E+05(0,01%)

Tabela A.8: Valores de $CC[H_T]$ (Gy.cm) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) na criança de 10 anos do sexo masculino.

Criança 10 anos masculino- 24 cortes)	
Órgãos	CC [HT]
Medula Óssea	5,03E-01 (0,39%)
Cólon	1,12E-01 (0,08%)
Pulmão	4,32E-01 (0,49%)
Estômago	3,18E-01 (0,09%)
Mamas	7,78E-02 (0,02%)
Demais tecidos	9,17E-04 (0,02%)
Gônadas sexuais	2,97E-02 (0,01%)
Bexiga	3,38E-02 (0,02%)
Esôfago	3,31E-01 (0,04%)
Fígado	3,39E-01 (0,28%)
Tireoide	1,19E+00 (0,05%)
Superfície óssea	2,39E-01 (0,48%)
Cérebro	1,36E-01 (0,23%)
Glândulas salivares	1,57E-01 (0,04%)
Pele	5,64E-01 (0,35%)
Lentes dos olhos	2,15E-01 (0,01%)
Coração	1,08E+00 (0,21%)
DOSE EFETIVA CC(E) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$)	2,62E+05 (0,08%)

Tabela A.9: Valores de $CC[H_T]$ (Gy.cm) e $CC[E]$ ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$) (incerteza%) nos órgãos da ICRP (2007) na criança de 10 anos do sexo feminino.

Criança 10 anos sexo feminino- 24 cortes	
Órgãos	CC [HT]
Medula Óssea	5,00E-01 (0,01%)
Cólon	1,12E-01 (0,01%)
Pulmão	4,33E-01 (0,01%)
Estômago	3,18E-01 (0,01%)
Mamas	3,53E-02 (0,01%)
Demais tecidos	8,98E-04 (0,01%)
Gônadas sexuais	3,42E-02 (0,02%)
Bexiga	3,36E-02 (0,01%)
Esôfago	3,30E-01 (0,01%)
Fígado	3,40E-01 (0,01%)
Tireoide	1,17E+00 (0,01%)
Superfície óssea	2,42E-01 (0,01%)
Cérebro	1,34E-01 (0,01%)
Glândulas salivares	1,55E-01 (0,01%)
Pele	5,69E-01 (0,01%)
Lentes dos olhos	2,11E-01 (0,02%)
Coração	1,09E+00 (0,01%)
DOSE EFETIVA CC(E) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}$)	2,57E+05 (0,00%)