

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

MONIQUE FRANÇA E SILVA

**ESTUDO DOSIMÉTRICO EM PROFISSIONAIS DE
DIFERENTES IMC DURANTE O EXAME DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA UTILIZANDO SIMULAÇÃO DE
MONTE CARLO**

**UBERLÂNDIA, MG
2025**

MONIQUE FRANÇA E SILVA

**ESTUDO DOSIMÉTRICO EM PROFISSIONAIS DE
DIFERENTES IMC DURANTE O EXAME DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA UTILIZANDO SIMULAÇÃO DE
MONTE CARLO**

Defesa do Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas

Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves

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

**UBERLÂNDIA, MG
2025**

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

S586 Silva, Monique França e, 1996-
2025 Estudo dosimétrico em profissionais de diferentes IMC durante o exame de tomografia computadorizada utilizando simulação de Monte Carlo [recurso eletrônico] / Monique França e Silva. - 2025.

Orientador: Lucio Pereira Neves.
Coorientadora: Ana Paula Perini.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Doutorado em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2025.669>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Neves, Lucio Pereira, 1982-, (Orient.). II. Perini, Ana Paula, 1981-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Doutorado em Engenharia Biomédica. IV. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia

Biomédica

Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,
CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Tese; 013, PPGEB				
Data:	dezoito de novembro de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	14:00h	Hora de encerramento:	16:27h
Matrícula do Discente:	12113EBI006				
Nome do Discente:	Monique França e Silva				
Título do Trabalho:	Estudo dosimétrico em profissionais de diferentes IMC durante o exame de tomografia computadorizada utilizando simulação de Monte Carlo				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Dosimetria durante procedimentos de radiodiagnóstico em tempo real empregando Monte Carlo e machine learning				

Reuniu-se via Videoconferência pelo GoogleMeet (<https://meet.google.com/ope-itkd-eud>), a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Maria Rosangela Soares - UNIR; Válter José Coutinho Júnior - INFIS/UFU; Carmen Cecilia Bueno - IPEN-CNEN; Diego Castanon Galeano - HUJM-UFMT/EBSERH; Lucio Pereira Neves - PPGEB/UFU orientador da candidata.

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

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

Aprovada.

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

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 29/01/2026, às 15:33, 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 **Valter José Coutinho Junior, Técnico(a) de Laboratório**, em 29/01/2026, às 15:36, 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 **Diego Castanon Galeano, Usuário Externo**, em 29/01/2026, às 16:16, 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 **Maria Rosangela Soares, Usuário Externo**, em 29/01/2026, às 16:23, 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 **Carmen Cecilia Bueno, Usuário Externo**, em 30/01/2026, às 09:25, 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 **7019674** e o código CRC **0D671D47**.

AGRADECIMENTOS

A Deus e à Nossa Senhora, agradeço por ouvirem todas as minhas orações, pela proteção diária, por me abençoar e iluminar toda a minha vida e trajetória.

Aos meus amados pais, Dolanei e Wilson, que são os mais belos e profundos exemplos de seres humanos. Sou bem-agradecida com todo o amor, carinho, proteção e apoio, que me deram e ajudaram a conquistar meus sonhos e poder finalizar mais uma etapa da minha formação acadêmica. Agradeço pelo incentivo constante e pelas orações diárias. À minha mãe, Dolanei, pelo exemplo de dedicação à família e aos estudos, que é minha inspiração em todos os momentos. Ao meu pai, Wilson, por seu cuidado, proteção e conselhos.

Aos meus queridos irmãos, Wesley e Rafael, obrigada pela apoio, incentivo e alegria, mesmo à distância, estiveram presentes na minha vida e nessa jornada.

Ao meu amado esposo, David Allan, a quem compartilho e vivo a grande missão de construir uma Família. Deste no início dessa jornada acadêmica/científica esteve comigo e suportando todas as minhas “reclamações e momentos de estresse”, mas sempre me apoiando com todo amor, toda paciência e compreensão. Sou grata pelos momentos felizes e inesquecíveis que compartilhamos.

Aos meus filhos, Gohan e os “gêmeos”, que são bençãos de Deus na minha vida. Você são as razões do meu sorriso, minha dedicação e esforço diário. Amo cada um de vocês.

À minha grande família (Dolari, Fonseca e Ferreira), mesmo à distância, rezaram por mim e deram conselhos valiosos. Agradeço pelo amor, carinho e incentivo.

Às meninas do laboratório LInDa, Aninha, Cássia, Samara, Tainara, Evelyn e Thays, obrigada por tornarem o caminho e o “mundo louco” do Monte Carlo e Simulações mais leve e repleto de boas memórias. Agradeço, a Deus por ter colocado vocês nessa jornada comigo, sou grata pelo desafio vencido, ensinamentos, risadas, conversas, e em especial, as caminhadas e as “saidinha para comer um docinho e gostosuras”. Vocês trouxeram a alegria aos dias cansativos. Um agradecimento especial à Aninha e à Cássia, por toda ajuda, parceria e amizade nessa jornada de desafios, loucuras e descobertas.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, agradeço imensamente por me acolher com tanto carinho em seu grupo de pesquisa e por tornar possível a realização deste trabalho. Obrigada pelos ensinamentos, conselhos e incentivos. À minha coorientadora, Profª. Drª. Ana

Paula Perini, agradeço pelo carinho, atenção e ensinamentos. A ambos, agradeço de coração pela confiança, dedicação e alegria em ensinar e conduzir as pesquisas, tornando esta etapa acadêmica uma experiência inesquecível. Por fim, obrigada por compartilharem conhecimento, tempo e sabedoria.

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

Ao Dr. Paulo Costa, por disponibilizar o espectro de energia do tomógrafo para a realização da simulação do equipamento.

Ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves pela realização das simulações de Monte Carlo, com o Código MCNP 6.2.

Aos professores doutores membros da Banca (Carmen Cecilia Bueno, Diego Castanon Galeano Maria Rosangela Soares, Válter José Coutinho Júnior), agradeço profundamente por aceitarem o convite para compor a banca avaliadora e pelas valiosas contribuições que enriqueceram este trabalho.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, agradeço pelos ensinamentos, pela dedicação e por contribuírem na minha formação acadêmica. Ao secretário Edson Montes, deixo meu sincero agradecimento pela atenção, paciência e prontidão em ajudar sempre que precisei.

À Universidade Federal de Uberlândia, minha eterna gratidão por me acolher desde a graduação. Sinto orgulha em fazer parte dessa instituição, tenho orgulho de ser fruto da UFU.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais, e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelos projetos que contribuíram para o desenvolvimento do trabalho: FAPEMIG - APQ-02934-15, FAPEMIG - APQ03049-15, CNPq-310646/2025-1 e CNPq-312160/2023-2. Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia –Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT.INAIS), projetos CNPq 406303/2022-3 e 424498/2025-1.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior Agência Brasileira de Bolsas pela bolsa de doutorado nº 88887.612310/2021-00.

Por fim, agradeço todos aqueles que torceram e ajudaram para a conclusão de mais uma etapa acadêmica e de vida.

RESUMO

Geralmente, na realização do exame de TC, apenas o paciente é exposto a radiação ionizante. Porém, há casos especiais, em que profissionais da saúde (médicos/enfermeiros/radiologistas) precisam ficar na sala de TC durante o exame. Os motivos são acompanhamento e contenção de pacientes pediátricos, cuidados especiais em pacientes múltiplos traumas, realização de ventilação manual, entre outros. A permanência do profissional na sala de TC leva-o à exposição à radiação ionizante. A exposição ocupacional à radiação pode resultar em efeitos biológicos como dermatites, câncer de pele, leucemia, catarata e tumores cerebrais. Na literatura há poucos trabalhos sobre a exposição ocupacional de profissionais na TC, e não existem estudos que utilizam ferramentas computacionais na investigação da exposição ocupacional dos profissionais que acompanham o paciente durante o exame de TC. Este trabalho teve intuito de determinar e avaliar as doses recebidas pelos profissionais quando são expostos à radiação ionizante durante o acompanhamento do paciente durante exames TC. Os valores de doses foram obtidos por meio da simulação Monte Carlo juntamente com objetos simuladores antropomórficos virtuais adultos, representando pacientes e profissionais (com diferentes índices de massa corporal) durante o exame de TC do tórax. Com os resultados deste trabalho pretende-se determinar quais posições são as mais seguras para o profissional ocupacionalmente exposto, auxiliar na conscientização e treinamento dos profissionais referente à proteção radiológica durante os exames de TC.

Palavras chaves: Tomografia Computadorizada; Exposição Ocupacional; Simulação Monte Carlo; Objetos Simuladores Antropomórficos Virtuais; Índices de Massa Corporal.

ABSTRACT

Generally, when performing a CT scan, only the patient is exposed to ionizing radiation. However, there are special cases where healthcare professionals (doctors/nurses/radiologists) need to stay in the CT room during the exam. The reasons are monitoring and restraining pediatric patients, special care in multiple trauma patients, performing manual ventilation, among others. The presence of the staff at the exam room, during the exam, leads to the exposure to ionizing radiation. Occupational exposure to radiation can cause biological effects such as dermatitis, skin cancer, leukemia, cataracts, and brain tumors in the professional. In the literature there are few studies about occupational exposure for CT professionals, and there are no studies that use computational tools to evaluate occupational exposure of professionals who accompany the patient during conventional CT examination. Therefore, this work aims to determine and evaluate the doses received by professionals when they are exposed to ionizing radiation during the follow-up of the patients during CT examinations. The dose values will be obtained through Monte Carlo simulation of adult virtual anthropomorphic phantoms representing patients and professionals during different CT scans. With the results of this work, it is intended to determine which positions are the safest, to assist in the awareness and training of professionals regarding radiological protection during CT examinations.

Key words: Computed Tomography; Occupational Exposure; Monte Carlo Simulation; Virtual Anthropomorphic Phantoms; Body Mass Index.

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 – Processos de interação da radiação (energia- E) com a matéria (número atômico - Z). Curva das probabilidades de ocorrência efeito Fotoelétrico, <i>Compton</i> e produção de pares. Imagem extraída e adaptada Knol (2011).....	21
Figura 3.2 – Sistema Semáforo na sala de TC. Níveis de dose de radiação menor (verde); intermediário (laranja); e maior (vermelho). Imagem extraída de Heilmairer <i>et al.</i> (2016).....	25
Figura 3.3 – Configuração do experimento dosimétrico do trabalho de Kobayashi <i>et al.</i> (2012).....	26
Figura 3.4 – Realização da ventilação assistida com bolsa-válvula-máscara durante o exame de TC. Imagem extraída de Nagamoto <i>et al.</i> (2021).....	27
Figura 4.1 – Geometria da fonte circular de Raios X. Capa do <i>gantry</i> (1); colimadores e filtros chumbo (2 e 3); fonte circular (4). Imagem extraída de Silva (2020).....	39
Figura 4.2 – Simulação da sala de TC. Paredes de Concreto de Barita (1); porta blindada de chumbo (2); visor do radiologista de chumbo (3); armário (4); mesa do paciente (5); suporte do <i>gantry</i> (6), <i>gantry</i> (7);.....	40
Figura 4.3 – Objetos simuladores antropomórficos virtuais adultos com diferentes IMC. Imagens extraídas e adaptadas de (CASSOLA <i>et al.</i> 2011).....	41
Figura 4.4 – Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) posicionada de frente à mesa (3), acompanhando a paciente adulta (4) durante o exame de TC da paciente.....	43
Figura 4.5 – Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) posicionada de costas à mesa (3), acompanhando a paciente adulta (4) durante o exame de TC da paciente.....	43
Figura 4.6 – Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) posicionada de frente ao <i>gantry</i> (3), acompanhando a paciente adulta (4) durante o exame de TC da paciente.....	43
Figura 4.7 – Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) posicionada de costas ao <i>gantry</i> (3), acompanhando a paciente adulta (4) durante o exame de TC da paciente.....	44
Figura 4.8 – Escudo de blindagem de vidro chumbo. Imagens extraídas e adaptadas de (ITO <i>et al.</i> , 2022).....	44
Figura 4.9 – Simulação do escudo de blindagem de vidro chumbo (4). Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) acompanhando a paciente adulta (3) durante o exame de TC da paciente.....	45
Figura 4.10 – Avental com aberturas nas costas e pernas.(a) Imagem extraídas e adaptadas de Jaiman <i>et al.</i> (2023) ; (b) simulação do avental - autoria própria.....	45
Figura 4.11 – Avental fechado nas costas e pernas.(a) Imagem extraídas e adaptadas de Jaiman <i>et al.</i> (2023); (b) simulação do avental - autoria própria.....	46

Figura 5.1 – Gráfico dos órgãos da profissional FASH M10_H10 que recebeu os maiores valores de $CC[H_T]$, sem EPI na posição 1 para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante a TC de tórax, considerando uma voltagem do tubo de 120 kVp.... 50

Figura 5.2 – Gráfico dos órgãos da profissional FASH Padrão que receberam os maiores valores de $CC[H_T]$, sem EPI na posição 1 para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante a TC de tórax, considerando uma voltagem do tubo de 120 kVp.... 50

Figura 5.3 – Gráfico dos órgãos da profissional FASH M90_H90 que receberam os maiores valores de $CC[H_T]$, sem EPI na posição 1 para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante a TC de tórax, considerando uma voltagem do tubo de 120 kVp....50

Figura 5.4 – Gráficos dos órgãos das profissionais (FASH M10_H10, FASH3 Padrão e FASH M90_H90) que receberam os maiores valores de CC na posição 1 e de FRENTE À MESA para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo, (C) avental aberto e (D) avental fechado...54

Figura 5.5 – Gráficos dos órgãos das profissionais (FASH M10_H10, FASH3 Padrão e FASH M90_H90) que receberam os maiores valores de $CC[H_T]$ na posição 1 DE COSTAS À MESA para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo, (C) avental aberto e (D) avental fechado...56

Figura 5.6 – Gráficos dos órgãos das profissionais (FASH M10_H10, FASH3 Padrão e FASH M90_H90) que receberam os maiores valores de CC na posição 1 e DE FRENTE AO *gantry* para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo, (C) avental aberto e (D) avental fechado...59

Figura 5.7 – Gráficos dos órgãos das profissionais (FASH M10_H10, FASH3 Padrão e FASH M90_H90) que receberam os maiores valores de $CC[H_T]$ na posição 1 e DE COSTAS AO *GANTRY* para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo, (C) avental aberto e (D) avental fechado.....61

Figura 5.8 – Os valores de $CC[E]$ das profissionais (FASH M10_H10, FASH3 Padrão e FASH M90_H90) na posição 1 e em diferentes rotações (De frente a mesa; De costas à mesa; De frente ao *gantry*; De costas ao *gantry*) no acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo.....62

Figura 5.9 – Os valores de CC das profissionais (FASH M10_H10, FASH3 Padrão e FASH M90_H90), com aventais aberto e fechado, na posição 1 e em diferentes rotações (A) De frente a mesa; (B) De costas à mesa; (C) De frente ao *gantry*; (D) De costas ao *gantry*, no acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp)..... 64

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Fatores de ponderação tecidual (wT) – Extraído da ICRP 103 (2007).....	35
Tabela 4.1 – Componentes, composição e densidade do cenário.....	39
Tabela 4.2 – Características mais importantes dos objetos simuladores antropomórficos virtuais adultos de acordo com os trabalhos (CASSOLA <i>et al.</i> , 2010, CASSOLA <i>et al.</i> 2011).....	41
Tabela 4.3 – Parâmetros de varredura de exames de TC para adultos estabelecidos pelo Colégio Americano de Radiologia.....	47
Tabela 5.1 – Os valores de $CC[E]$ ($\text{mSv}/\text{Gy} \cdot 100^{-1} \text{ mAs}$) e E (mSv) para as profissionais, sem EPI, posicionado em frente ao <i>gantry</i> e voltado para a mesa do paciente (posição 1), ao monitorar e realizar cuidados especiais em paciente adulta durante TC de tórax diagnóstica. Os erros relativos (%) são apresentados entre parêntese.....	52
Tabela 5.2 – Os valores de dose efetiva E (mSv) para as profissionais, posicionado em frente ao <i>gantry</i> e voltadas para a mesa do paciente (posição 1), ao monitorar e realizar cuidados especiais em paciente adulta durante TC de tórax diagnóstica. Os erros relativos (%) são apresentados entre parênteses.....	65

LISTA DE SIGLAS

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
CC	Coeficientes de Conversão
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
EPI	Equipamentos de proteção individual
FASH	<i>Female Adult MeSH</i>
ICRP	<i>Internacional Commission on Radiological Protection</i>
IMC	<i>Índice de massa corporal</i>
MASH	<i>Male Adult meSH</i>
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
RSNA	<i>Radiological Society of North America</i>
TC	Tomografia Computadorizada
UNSCEAR	<i>United Nations Scientific Committee on the Effect of Atomic Radiation</i>

SUMÁRIO

1. Introdução.....	15
2. Objetivos e Metas do Trabalho.....	19
2.1 Objetivo Geral.....	19
2.2 Objetivos específicos.....	19
3. Revisão Bibliográfica.....	21
3.1 Interação da radiação com a matéria.....	21
3.1.1 Efeito Fotoelétrico.....	22
3.1.2 Espalhamento <i>Compton</i>	23
3.2 Efeitos Biológicos provenientes da radiação ionizante.....	23
3.3 Exposição ocupacional na TC.....	24
3.4 Proteção Radiológica.....	29
3.4.1 Princípios fundamentais da proteção radiológica.....	30
3.4.2 Fatores de proteção radiológica.....	31
3.5 Grandezas Radiológicas.....	32
3.5.1 Kerma no ar.....	33
3.5.2 Dose Absorvida.....	33
3.5.3 Dose equivalente.....	34
3.5.4 Dose efetiva.....	34
3.6 Método de Monte Carlo e Objetos Simulados Antropomórficos Virtuais.....	36
4. Materiais e Métodos.....	38
4.1. Simulação MC.....	38
4.1.1 Geometria do Tomógrafo e Sala de TC.....	38
4.1.2 Objetos simuladores.....	40
4.1.3 Cenários.....	42
4.1.4 Protocolos e Exames.....	46
4.2. Cálculo dosimétrico.....	47
5. Resultados e Discussões.....	49
6. Considerações Finais.....	66
Referencial Bibliográfico.....	70
Apêndice I – Trabalhos Publicados ao longo do Doutorado.....	80

1. Introdução

Há mais de 130 anos do “*maravilhoso triunfo da ciência*” (LIMA *et al.*, 2008, pg.264), a descoberta dos Raios X por Wilhelm Conrad Röntgen, em 1895, impulsiona o avanço na medicina, no que se refere ao diagnóstico e monitoramento de doenças no paciente. O raio X é uma radiação ionizante que interage com a matéria e tem o “poder” de sensibilizar uma chapa fotográfica, o que possibilitou Röntgen a visualização de estruturas ósseas da mão e parte internas de objetos (LIMA *et al.*, 2008, NAVARRO, 2009). A partir daí, a radiação X foi utilizada em diversas áreas, especialmente na medicina, em que foram desenvolvidos exames de diagnóstico, como a radiografia, tomografia computadorizada (TC), mamografia e radiologia intervencionista (PISANO e YAFFE, 2005, CANEVARO, 2009, KALENDER, 2011, BALONOV e SHRIMPTON, 2012, OLIVEIRA *et al.*, 2025, MACHADO *et al.*, 2025).

Como maneira de solucionar os problemas relacionados à sobreposição de imagens nas radiografias, os pesquisadores Allan M. Cormack e Sir Godfrey Hounsfield desenvolveram fórmulas matemáticas, sistemas mecânicos e computacionais, para a criação da TC (CORMACK, 1963, HOUNSFIELD, 1973). Esse novo exame médico proporcionou pela primeira vez a visualização de diferentes estruturas anatômicas, em especial tecidos moles presentes no corpo. Em 1972, foi realizado oficialmente o primeiro exame de TC cerebral, o qual possibilitou a visualização dos tecidos moles do cérebro e um tumor neural nas imagens obtidas do lobo frontal da paciente examinada (HOUNSFIELD, 1973, KALENDER, 2011).

Com essa nova possibilidade de visualização de estruturas do corpo e tumores, a TC acabou sendo amplamente utilizada para diferentes finalidades clínicas e médicas, e com isso houve um aumento significativo do seu uso nos últimos anos (BELLOLIO *et al.*, 2017, SILVA *et al.*, 2024, LUO *et al.*, 2025). No período de 2010 a 2018 houve um aumento de aproximadamente 60% nos exames de TC realizados no Brasil (SILVA *et al.*, 2019). Segundo REHANI *et al.* (2020), o uso de TC aumentou nos últimos anos em 35 países da Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Econômico (OCDE).

Com a Pandemia do Covid-19, a TC de tórax surgiu como uma ferramenta de diagnóstico e monitoramento das extensões e lesões nos pulmões ocasionados pelo Corona vírus (SARS-CoV-2), durante e após 1 ano de contágio (HUANG *et al.*, 2020, HAN *et al.*,

2021, LUGER *et al.*, 2022). Com esse aumento considerável da utilização de exames de TC, houve uma contribuição na dose coletiva, sendo que, geralmente nos exames de TC as doses no paciente podem chegar a aproximadamente 20 mSv (UNSCEAR, 2010, DE MATTIA *et al.*, 2020, SILVA *et al.*, 2021, SCHULTZ *et al.*, 2022, SMITH-BINDMAN *et al.*, 2025), em uma única exposição, sendo um valor 68 vezes maior que uma radiografia convencional (BRODY *et al.*, 2007). Vários estudos (BRENNER *et al.*, 2012, BRODY *et al.*, 2007, PEARCE *et al.*, 2012, DE MATTIA *et al.*, 2020, REHANI *et al.*, 2020, SCHULTZ *et al.*, 2022, SMITH-BINDMAN *et al.*, 2025) apontam o risco de ocorrência de efeitos biológicos em pacientes pediátricos e adultos após a exposição à radiação durante o exame de TC.

Geralmente, na realização do exame de TC, apenas o paciente é exposto a radiação ionizante. Porém, há casos especiais, em que profissionais da saúde (médicos, enfermeiros, radiologistas) precisam ficar na sala de TC durante o exame realizando alguma ação de entrada (MORI *et al.*, 2014). Entre essas ações está o acompanhamento e contenção de pacientes pediátricos, com o intuito de minimizar a repetição de exames desnecessários e os artefatos de movimento nas imagens (MORI *et al.*, 2014, OVERHOFF *et al.*, 2020). Overhoff *et al.* (2020), em seu estudo sobre as doses recebidas nos acompanhantes de pacientes pediátricos durante o exame de TC, afirmam que no ano 1997, a *Radiological Society of North America* (RSNA) verificou a necessidade de um adulto responsável ou profissional acompanhar os pacientes pediátricos durante o exame de TC e ressaltou a importância da proteção radiológica.

Outro motivo de ação de entrada é quando alguns pacientes com problemas respiratórios ou politraumatizados precisam de cuidados especiais do profissional durante o exame de TC. Esses cuidados podem ser o acompanhamento dos sinais vitais, realização de ventilação manual (*bag-valve-mask*), ou qualquer outra ação de suporte de vida (MORI *et al.*, 2014, MIYAYIMA *et al.*, 2018, NAGAMOTO *et al.*, 2021, OSANAI *et al.*, 2021, OTA *et al.*, 2021, ITO *et al.*, 2022, ITO *et al.*, 2024, SILVA *et al.*, 2024). Em seus estudos, Mori *et al.* (2014) apontou que, em média, 1 a 2 vezes por mês o profissional precisou acompanhar e permanecer na sala de TC durante o exame, e que 30% dos profissionais sentem-se ansiosos ao realizar a ventilação manual. Nagamoto *et al.* (2021), apontou que em mais de 70% dos exames investigados, os profissionais precisaram realizar assistência ao paciente durante o exame de TC, por meio de ventilação manual.

Também, no monitoramento da deglutição, ou das injeções de contrastes, alguns profissionais entram na sala e permanecem (THEUMANN *et al.*, 1999, AL-HAJ *et al.*, 2003, KOBAYASHI *et al.*, 2012). Todas essas ações de entrada e permanência na sala de TC, que o profissional realiza, representam situações de exposição ocupacionais. Estudos (FINKELSTEIN, 1998, VAÑO *et al.*, 1998, LINET *et al.*, 2010, ITO *et al.*, 2024) apontam que em casos de profissionais expostos à radiação durante sua jornada de trabalho podem surgir efeitos biológicos como dermatites, câncer de pele, leucemia, catarata e tumores cerebrais. Entretanto, existem poucos estudos (KOBAYASHI *et al.*, 2012, HEILMAIER *et al.*, 2016, PALM *et al.*, 2017, MIYAYIMA *et al.*, 2018, NAGAMOTO *et al.*, 2021, OSANAI *et al.*, 2021, OTA *et al.*, 2021, ITO *et al.*, 2022, ITO *et al.*, 2024, SILVA *et al.*, 2024, NAGAMOTO *et al.*, 2025) sobre os efeitos biológicos e as doses de radiação ionizante recebidas pelos profissionais que permanecem na sala durante os exames de TC.

Por exemplo, estudos experimentais (MIYAYIMA *et al.*, 2018, NAGAMOTO *et al.*, 2021, OSANAI *et al.*, 2021, OTA *et al.*, 2021, ITO *et al.*, 2024, NAGAMOTO *et al.*, 2025) tiveram como objetivo investigar as doses nos olhos de profissionais que realizam cuidados especiais, como respiração manual em pacientes durante exames de TC diagnósticos, por meio de dosímetro de vidro radiofotoluminescente (RPLD). Alguns estudos (NAGAMOTO *et al.*, 2021, OSANAI *et al.*, 2021, OTA *et al.*, 2021) destacam a eficiência de 50% a 92% dos óculos de proteção radiológica e a importância de seu uso pela equipe médica durante o exame de TC. Outro estudo experimental no Vietnã (PALM *et al.*, 2017) verificou que a posição do profissional com a maior dose de radiação dispersa obtida pelo dosímetro seria em frente ao *gantry* com dose de 96,03 µGy.

Apesar da importância desses estudos (KOBAYASHI *et al.*, 2012, HEILMAIER *et al.*, 2016, PALM *et al.*, 2017, MIYAYIMA *et al.*, 2018, NAGAMOTO *et al.*, 2021, OSANAI *et al.*, 2021, OTA *et al.*, 2021, NAGAMOTO *et al.*, 2023, ITO *et al.*, 2024, NAGAMOTO *et al.*, 2025), percebe-se que eles possuem algumas limitações, principalmente no que se refere às doses nos órgãos e tecidos, uma vez que o avanço tecnológico já permitia a existência de objetos simuladores antropomórficos virtuais, que apresentam semelhanças com as 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 e do corpo inteiro (dose efetiva).

No entanto, até onde se sabe, não existiam estudos que utilizam essas ferramentas para avaliação da exposição ocupacional dos profissionais que acompanham o paciente durante o exame de TC, até o início do estudo de Silva (2021 e 2024). Silva *et al.* (2024), estudou as doses recebidas por profissionais na realização de exames de TC tórax, por meio da ferramenta de Monte Carlo, juntamente com objetos simuladores antropomórficos virtuais. Nesse estudo, eles conseguiram determinar que as doses efetivas variaram de $5,78 \times 10^{-2}$ a $1,82 \times 10^{-1}$ mSv, variando de acordo com as características do profissional e a idade do paciente em que é acompanhado.

Apesar deste estudo de Silva *et al.* (2024), ainda há lacunas a serem investigadas, referente às doses dos profissionais expostos a radiação ionizante no exame de TC de tórax. Assim, esse trabalho propõe investigar a exposição ocupacional desses profissionais por meio da simulação Monte Carlo com objetos simuladores antropomórficos virtuais de diferentes índices de massa corporal (IMC), em movimentos e proteções, a fim de responder aos seguintes questionamentos:

- (i) Se o profissional for magro ou obeso, ou seja, diferentes índices de massa corporal (IMC), quais são as doses desses profissionais? Quais os órgãos mais críticos?
- (ii) Se o profissional realizar movimentos na sala, como por exemplo, ficar de costas para a mesa, qual é a dose recebida? Quais os órgãos mais críticos?
- (iii) O uso de “escudo” de acrílico chumbo, auxilia na redução das doses dos profissionais? Como é essa redução? Altera de acordo com a posição do profissional?
- (iv) Diferentes modelos de aventais (fechados e abertos) podem influenciar nas doses dos profissionais? Como essa influência ocorre?

2. Objetivos e Metas do Trabalho

2.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem o intuito de determinar e avaliar as doses recebidas pelos profissionais, com diferentes índices de massa corporal (IMC), ocupacionalmente expostos à radiação ionizante durante o acompanhamento de paciente adulto em exame de TC de tórax. Os valores de doses serão obtidos por meio da simulação Monte Carlo empregando objetos simuladores antropomórficos virtuais adultos, representando paciente e profissionais durante exame de TC. Com os resultados deste trabalho pretende-se responder as questões abordadas na introdução e determinar quais cenários são mais seguras para serem ocupados por tais profissionais, auxiliar na conscientização e treinamento dos profissionais referentes à proteção radiológica durante os exames de TC.

2.2 Objetivos específicos

Para alcançar o objetivo geral é necessário que os seguintes objetivos específicos sejam atingidos:

- Investigar a influência do índice de massa corporal do profissional na obtenção das doses de radiação recebidas durante o exame de TC;
- Investigar e avaliar a influência e o comportamento das doses de radiação no profissional quando altera a sua direção em relação ao paciente e ao *gantry*;
- Estudar a intervenção de “escudos” de acrílico de chumbo como barreira de proteção suspensa no *gantry*, de acordo com a posição e rotação do profissional na sala;
- Estudar, investigar e analisar, o comportamento das doses de radiação quando o profissional se utiliza modelos de aventais diferentes (abertos e fechados);
- Determinar os valores dos coeficientes de conversão de doses equivalentes ($CC(H_T)$) e os valores dos coeficientes de conversão de doses efetiva ($CC(E)$) nos diferentes cenários de TC simulados;
- Obter os valores de doses efetivas dos profissionais no acompanhamento ao paciente adulto no exame de TC de tórax;

- Analisar as situações simuladas com o intuito de determinar quais situações os profissionais devem se posicionar de forma que receba o mínimo possível de radiação e prevaleça os princípios de proteção radiológica;
- Comparar os resultados obtidos com a literatura e discutir as suas implicações na rotina de trabalho dos profissionais expostos à radiação ionizante durante o acompanhamento do paciente no exame de TC de tórax;

3. Revisão Bibliográfica

3.1 Interação da radiação com a matéria

As interações da radiação com a matéria podem resultar em excitação atômica, ionização e ativação do núcleo, dependendo da energia da radiação e composição química do material (KNOLL, 1999; OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A radiação ao interagir com o elétron do átomo pode fornecer energia suficiente para elétron se movimentar para camadas superiores de energia ocasionando um estado excitado devido a alteração temporária da distribuição eletrônica. Posteriormente para estabelecer o equilíbrio dos orbitais (estado fundamental), o elétron retorna para a camada de origem e emite energia por meio de luz ou raios X característicos, sendo esse fenômeno denominado como excitação atômica. Também, pode ocorrer a liberação de elétrons da nuvem eletrônica do átomo, por meio da ionização, com energia da radiação suficiente para quebrar as ligações químicas e criar radicais livres, íons e elétrons livres.

A radiação eletromagnética ao interagir com o material pode proporcionar diferentes processos ou efeitos, como o espalhamento *Compton*, absorção fotoelétrica, produções de pares, ou até mesmo, a radiação pode atravessar o material sem nenhuma interação ao meio (TAUHATA *et al.*, 2013; OKUNO e YOSHIMURA, 2010; OKUNO, 2013). Cada processo de interação da radiação com a matéria prevalece de acordo com o número atômico do material e a energia incidente da radiação. Sabe-se que para baixa energia e maior número atômico ocorre a prevalência do efeito fotoelétrico. Já o efeito *Compton* prevalece para todas as faixas de energia em materiais de menor número atômico (KNOL, 2011) (Figura 3.1).

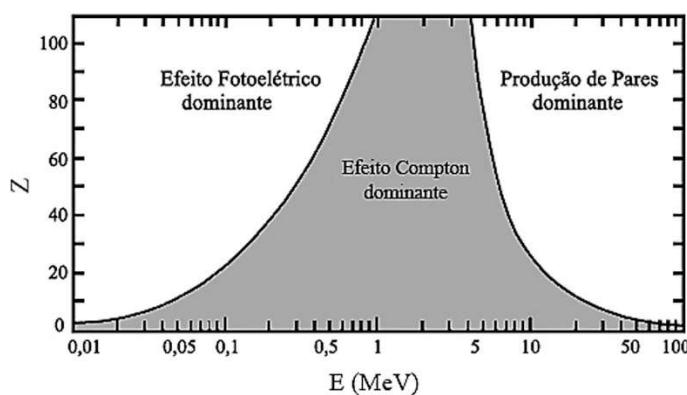


Figura 3.1 – Processos de interação da radiação (energia – E) com a matéria (número atômico – Z). Curva das probabilidades de ocorrência efeito Fotoelétrico, *Compton* e produção de pares. Imagem extraída e adaptada Knol (2011).

Os raios X utilizados no exame de TC são ondas eletromagnéticas que possuem alto nível de penetração e energia suficiente para ionizar os átomos da matéria (KALENDER, 2011, NAVARRO *et al.*, 2009). Na faixa de energia dos fótons utilizado em radiodiagnósticos (25 – 150 keV), predomina o processo de absorção fotoelétrica e o espalhamento *Compton* (BUSHBERG *et al.*, 2012). Durante o exame de TC ocorre o efeito fotoelétrico em que parte da energia dos raios X é absorvida pelo paciente. Outra parte da energia será espalhada por meio do espalhamento *Compton*, e o restante da energia atravessará o corpo do paciente e será detectada pelos detectores do equipamento para a obtenção das imagens. Por fim, as interações da radiação com os tecidos biológicos do paciente e outros materiais obter e visualizar as imagens de diagnósticos, durante os exames que utilizam radiação ionizante.

3.1.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é a interação da radiação com a matéria, onde ocorre a absorção de toda a energia do fóton pelo elétron do material (EINSTEIN, 1905; BUSHBERG *et al.*, 2012.). O tubo de Raios X presente no *gantry* da TC produz fótons com diferentes níveis de energia, e caso essa energia seja maior que a energia de ligação eletrônica do elétron da camada mais interna do material alvo, poderá ocorrer o efeito fotoelétrico, em que o elétron do átomo absorverá toda a energia vinda do fóton e esse elétron energizado será ejetado da nuvem eletrônica, ficando assim o átomo ionizado (BUSHBERG *et al.*, 2012, TAUHATA *et al.*, 2013, OKUNO, 2013).

O elétron ejetado do átomo possui uma energia cinética (E_c) estipulada, que depende diretamente das energias envolvidas, sendo possível calcular por meio da subtração da energia do fóton incidente (hv) com a energia necessária para energia ejetar o elétron da nuvem eletrônica (φ) (equação 3.1) (BUSHBERG *et al.*, 2012).

$$E_c = hv - \varphi \quad (3.1)$$

onde é h a constante de Planck, v é a frequência do fóton, e a função trabalho ou energia do elétron (φ).

Com o elétron ejetado do átomo, ocorre um desequilíbrio eletrônico no átomo, e gerando uma vacância na camada eletrônica, em que um elétron da camada superior se move para a camada inferior, perdendo energia e emitindo radiação. Uma das preocupações dosimétricas geradas pelo efeito fotoelétrico durante o exame de TC é a interação dos elétrons ejetados com os tecidos do paciente, porque pode ocorrer maior ionização dos tecidos biológicos e proporcionar alterações danosas ao DNA ou aos tecidos do paciente (PERCUOCO, 2014). Portanto, a probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico depende do número atômico e a energia do fóton, no qual energia mais baixas e o elemento com maior número atômico há maior ocorrência de efeito fotoelétrico (BUSHBERG *et al.*, 2012; TAUHATA *et al.*, 2013).

3.1.2 Espalhamento Compton

O espalhamento *Compton* acontece quando há uma colisão entre o fóton e o elétron livre ou mais afastado do núcleo do átomo, e durante esse processo apenas uma parte da energia do fóton incidente é absorvida pelo elétron, que é ejetado do átomo, e outra parte da energia contínua com o fóton espalhado que possui um comprimento de onda maior e um ângulo diferente do ângulo do fóton incidente. Com o espalhamento *Compton*, também ocorre o processo de ionização do átomo.

Sabe-se que a energia do fóton espalhada corresponde a diferença da energia do fóton incidente com a energia cinética do elétron ejetado do átomo (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A probabilidade de ocorrência do espalhamento *Compton* depende da razão entre o número atômico do material alvo e da energia do fóton incidente. Desta forma, durante o exame de TC há uma preocupação com espalhamento *Compton*, pois ele é responsável pelo aumento nas doses nos pacientes e nos profissionais, quando esses acompanham o paciente durante o exame e acabam sendo expostos à radiação espalhada (PERCUOCO, 2014, TAUHATA *et al.*, 2013). Além disso, o espalhamento *Compton*, causa alterações nas imagens, afetando sua qualidade.

3.2 Efeitos Biológicos provenientes da radiação ionizante

Por volta de 1885, pesquisadores relataram alguns efeitos biológicos provenientes dos Raios X, como o aparecimento eritemas e amputações de membros (GILCHRIST, 1897,

ARCHER, 1995, LINET *et al.*, 2010). Sabe-se que as interações da radiação ionizante nos tecidos e moléculas podem provocar efeitos biológicos, químicos e físicos deletérios. Alterações na estrutura da célula e processos de ionizações do átomo são efeitos relacionados a interação direta da radiação com os elétrons presentes no DNA, produzindo o rompimento da ligação e a ionização. Já, de maneira indireta, ocorre a criação de radicais livres proveniente do processo de hidrólise em que a radiação interage com as moléculas de água presentes corpo humano (TAUHATA *et al.*, 2013), ocasionado modificações no DNA das células e o aparecimento de lesões celulares.

Os efeitos biológicos dependem do tipo de exposição à radiação, do tempo de exposição, o tempo do aparecimento do efeito, e da quantidade de doses absorvida no tecido (MOONEY *et al.*, 2000, DE MATTIA *et al.*, 2020). As lesões teciduais e os efeitos biológicos podem aparecer imediatamente durante ou meses após a exposição, ou tardivamente, após anos da ocorrência da exposição à radiação ionizante. Os efeitos biológicos imediatos são as reações teciduais (previamente denominados efeitos determinísticos), onde ocorre uma alta exposição radiação que leva danos e morte das células. Para as reações teciduais há um limiar de dose estabelecido para a ocorrência do mesmo, sendo, por exemplo, radiodermite com o aparecimento de eritema (6 Gy), descamação da pele (15 Gy) (MOONEY *et al.*, 2000) e catarata radiogênica (0,5 Gy) (OKUNO, 2013).

As reações teciduais dependem do tipo de radiação e do tipo de composição do tecido. Já os efeitos estocásticos não dependem da dose depositada, e com isso não tem um limiar de dose para a ocorrência do efeito. Desta forma, os efeitos estocásticos podem aparecer após anos de exposição à radiação, sendo essa exposição de baixa ou alta dose. As informações sobre esses efeitos são provenientes de trabalhos realizados com pessoas expostas a radiação ionizante durante os acidentes nucleares (PIERCE *et al.*, 1996), e estudos dosimétricos médicos em pacientes e profissionais durante o exame ou tratamento.

3.3 Exposição ocupacional na TC

Mori *et al.* (2014) realizou uma investigação qualitativa dos motivos e fatores relacionados à exposição ocupacional dos profissionais da radiologia e enfermeiros durante os exames de TC. A entrada e permanência do profissional na sala de TC durante a realização do exame, foi denominada por Mori *et al.* (2014) como “*ações de entrada*”. Essas ações de

entrada variam em: a administração da injeção de contraste, realização de cuidados especiais, contenção e instrução de pacientes, e dentre outras. Ito *et al.* (2024), também adiciona a realização em sustentação da cabeça, corpo e elevação de braços do paciente, como assistências realizadas pelo profissional durante o exame de TC.

Mori *et al.* (2014) verificou que de 1 a 2 vezes por mês, os profissionais realizaram ações de entrada na sala de TC durante o exame. Por meio de dosímetros pessoais, Mori *et al.* (2014) obteve que o equivalente de dose individual foi entorno de 0,21 mSv ao mês. Posteriormente, em 2016, Heilmaier *et al.* (2016) verificou que 80% dos profissionais da emergência e terapia intensiva acompanham o paciente com múltiplos traumas, durante os exames de TC. Além disso, notou-se a falta de conhecimento sobre a proteção radiológica desses profissionais.

Desta forma, Heilmaier *et al.* (2016) criou um sistema de semáforo, que determina as áreas de exposição à radiação ionizante no interior da sala de TC. Dependendo do nível de radiação, as posições estudadas foram classificadas em (Figura 3.2):

- (i) menor dose e área segura (verde);
- (ii) dose intermediária e requer atenção (laranja);
- (iii) maior dose de radiação e área a ser evitada (vermelho).

A menor taxa de dose de radiação foi de 0,2 $\mu\text{Gy/s}$ localizada na lateral do *gantry* de TC e 20 $\mu\text{Gy/s}$ corresponde a dose maior, obtida na posição entre a mesa e o *gantry*.



Figura 3.2 – Sistema Semáforo na sala de TC. Níveis de dose de radiação menor (verde); intermediário (laranja); e maior (vermelho). Imagem extraída de HEILMAIER *et al.* (2016).

A implementação desse sistema proporcionou a conscientização do profissional em relação à exposição à radiação e o posicionamento ao realizar ações de atendimento e acompanhamento do paciente durante o exame e monitoramento das doses dos profissionais ao se posicionarem em diferentes lugares no interior da sala de TC.

A TC também pode ser utilizada como exame de diagnóstico de problemas ou distúrbios na deglutição do paciente, e durante esse exame o profissional permanece ao lado do paciente e realiza orientações referentes ao processo de deglutição a ser realizado no exame (KOBAYASHI *et al.* 2012). Por meio de objetos simuladores físicos (Randon) e dosímetros termoluminescentes (TLD) (Figura 3.3), Kobayashi *et al.* (2012), obteve 0,002 mSv de dose efetiva e as maiores doses absorvidas foram glândula tireoide (0,016 mGy), esôfago (0,010 mGy), glândula salivar (0,008 mGy) e lente do olho (0,009 mGy) do profissional que acompanha o paciente durante o exame de TC de deglutição.

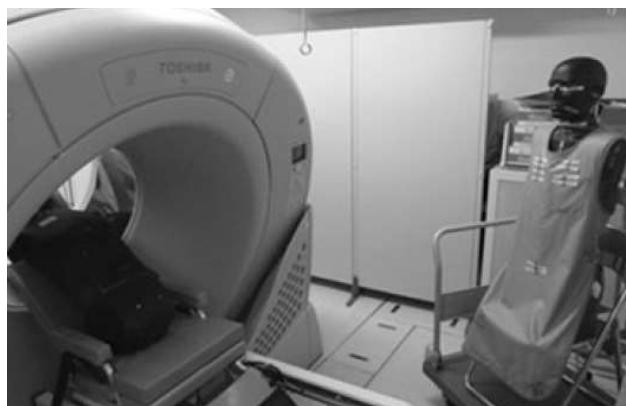


Figura 3.3 – Configuração do experimento dosimétrico do trabalho de KOBAYASHI *et al.* (2012).

Em situações de assistência respiratória ao paciente durante o exame de TC, o profissional por meio da ventilação assistida com bolsa-válvula-máscara permanece posicionado ao lado do paciente (Figura 3.4), e assim sendo exposto a radiação ionizante.



Figura 3.4 – Realização da ventilação assistida com bolsa-válvula-máscara durante o exame de TC. Imagem extraída de Nagamoto *et al.* (2021).

Nagamoto *et al.* (2021), investigou as doses de radiação no cristalino dos olhos nos profissionais ao prestar assistência ao paciente durante o exame de TC. Foram monitorados por meio dosímetros de vidro radiofotoluminescentes (DVRL) as doses obtidas durante 91 exames de TC, sendo 65 exames em que o profissional realizou ventilação assistida no paciente. Sem proteção radiológica, o equivalente de dose individual nos olhos foi de 0,49 mSv/procedimento e já com os óculos de chumbo houve uma redução de 51%.

Durante a assistência ao paciente no exame de TC de crânio, Miyajima *et al.* (2018), obteve a maior dose de radiação no cristalino do profissional correspondente a 600 μ SV. Além disso, observou-se que a direção e angulação do rosto do profissional pode influenciar na quantidade de exposição à radiação dos olhos. Também, dentro do estudo das doses nos olhos, por meio de dosímetros, destacam a eficiência de 50% a 92% dos óculos de proteção radiológica (NAGAMOTO *et al.*, 2021, OSANAI *et al.*, 2021, OTA *et al.*, 2021, SUZULI *et al.*, 2021, FUKUSHIMA *et al.*, 2023).

No estudo de Suzuki *et al.* (2021) determinou, por meio de dosímetros OSL, que as doses de radiação recebidas pelo profissional que presta assistência ao paciente durante o exame de TC, anualmente, corresponde 53,341 mGy·cm/ano (produto dose-comprimento). Também, obteve o valor das doses nos olhos Hp(3) de 8,47 mSv/ano. Bigela *et al.* (2024), por meio da investigação da distribuição de dose na sala de TC, obteve que a maior dose de radiação espalhada fica próxima ao *gantry*, e corresponde a 59,5 μ Gy, sendo as doses nas lentes dos olhos de 32,1 μ Sv.

Em seu mais novo estudo, Nagamoto *et al.* (2025) investigou as doses ocupacionais de 9 profissionais da saúde, de diferentes áreas, que acompanharam e realizaram ventilação manual nos pacientes durante 112 exames de TC. Verificou que maiores valores de produto dose-comprimento (PDC) resultaram em maiores doses efetivas Hp(10) nos profissionais, correspondendo a 35 µSv.

Os trabalhos anteriores apresentados, são experimentais e utilizaram ferramentas dosimétricas físicas como dosímetros e objetos simuladores reais (antropomórficos) para determinar as doses de radiação envolvidas na sala de TC e recebidas pelos profissionais. Os únicos trabalhos encontrados na literatura, até o momento, que utilizam métodos de Monte Carlo e objetos simuladores virtuais voxelizados para estudar as doses ocupacionais durante o exame de TC tórax, são os trabalhos de Silva (2021) e Silva *et al.* (2024). Silva *et al.* (2024), realizou a simulação de cenários computacionais com objetos simuladores antropomórficos virtuais pediátricos (1 e 10 anos de idade) e adultos, de ambos o sexo, para representar os pacientes e profissionais.

Silva *et al.* (2024) obteve que maiores doses de órgãos para a profissional feminina foram mama e para os homens foram os testículos. Além disso, o maior valor de coeficiente de conversão de doses efetivas $CC(E)$ foi quando o profissional estava posicionado na frente ao *gantry* e sem equipamento de proteção individual. A faixa de valores de doses efetivas foi de $5,78 \times 10^{-2}$ a $1,82 \times 10^{-1}$ mSv, variaram de acordo com o tamanho do paciente e a tensão do tubo. Também, verificou a eficiência dos equipamentos de proteção individual (óculos, protetor de tireoide, avental), determinando que as doses reduziram até 91% quando estava utilizando esses equipamentos.

Apesar do estudo de Silva *et al.* (2024) ter apresentado resultados significativos para entender a exposição ocupacional dos profissionais durante exames de TC de tórax, ainda há lacunas necessitam de ser respondidas com mais detalhes e aprofundamento. Diante disso, essa tese tem o intuito de investigar a influência do índice de massa corporal (IMC) do profissional (baixo peso ou obeso) nas doses recebidas, uma vez que a massa corporal e a espessura dos tecidos podem afetar na interação, atenuação e dispersão da radiação. Também, busca-se compreender como o movimento do profissional dentro da sala de TC, como virar de costas para a mesa ou *gantry*, interfere nas doses recebidas e nos órgãos mais expostos, já

que a geometria de exposição e o ângulo de incidência da radiação podem alterar significativamente na distribuição das doses.

Percebe-se que na radiologia intervencionista utiliza-se muito o escudo/vidro suspenso de acrílico plumbífero como redução de doses nos profissionais, entretanto, apenas três autores investigaram a utilização de blindagens similares na TC de diagnóstico (OTA *et al.*, 2021, ITO *et al.*, 2022, KOMIJA *et al.*, 2022). Assim, é necessário avaliar a eficácia do uso de escudo/vidro suspenso de acrílico plumbífero na redução das doses nos profissionais da TC, em especial, verificar a influência dessa proteção quando ocorre a variação da posição do profissional, pois se sabe que a eficiência desse equipamento de proteção se diferencia de acordo com a distância e o ângulo de incidência dos fótons espalhados.

Por fim, Hong *et al.* (2021) investigou a relação entre o tipo de avental de chumbo e a exposição à radiação nas costas de profissionais durante o uso da fluoroscopia de braço em C. Segundo essa linha de investigação, também essa tese tem o intuito de analisar a influência de diferentes modelos de aventais de chumbo (fechados e abertos) nas doses ocupacionais, e como que a cobertura do avental no corpo pode interferir na proteção de órgãos e regiões específicas do corpo. Assim, esta tese tem a possibilidade de compreender os diversos fatores que influenciam a exposição ocupacional dos profissionais durante a TC de tórax, e assim contribuir para o conhecimento, a elaboração de práticas mais seguras e eficazes.

3.4 Proteção Radiológica

A partir do conhecimento dos efeitos biológicos provenientes da exposição à radiação ionizante em pacientes e profissionais durante os procedimentos médicos, em 1928 foi criado o *International X-ray and Radium Protection Committee*, atualmente denominada com *International Commission on Radiological Protection* – Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP). A ICRP elabora normas e diretrizes relacionadas a proteção radiológica para todas as pessoas e profissionais expostos à radiação, orientando uso e aplicação consciente da radiação ionizante. A ICRP também gerencia e estipula limites de exposição à radiação recebida pelo paciente e profissional durante a realização dos exames que utilizam radiação ionizante (CLARKE *et al.*, 2009, ICRP 103, 2007).

Em 1977, a ICRP criou o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), que é mundialmente reconhecido e utilizado na medicina durante os diversos procedimentos que utilizam radiação ionizante. Esse princípio preconiza as doses sobre os seres humanos devem ser “*tão baixas quanto razoavelmente exequível*” (ICRP 26, 1977). A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) do Brasil guiada pelo princípio ALARA, estabeleceu os três princípios fundamentais da proteção radiológica, sendo a justificação, otimização e limitação (CNEN, 2014).

3.4.1 Princípios fundamentais da proteção radiológica

(i) Justificação

De acordo com a Norma Requisitos Básicos de Radioproteção e Segurança Radiológica de Fontes de Radiação (nº 3.01) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (2024) no Art. 45. dispõe que:

“As exposições médicas de pacientes devem ser justificadas, ponderando-se os benefícios diagnósticos ou terapêuticos que elas venham a produzir em relação ao possível dano correspondente”(CNEN NN 3.01,pg.17, 2024).

Portanto, é vedado uma pessoa ser exposta à radiação ionizante sem justificativas plausíveis. Desta forma, os exames de TC realizados geralmente são importantes para o diagnóstico e monitoramento de doenças, que auxiliam o médico na decisão dos tratamentos a serem realizados no paciente de acordo com cada enfermidade.

(ii) Otimização

Segundo a Comissão Nacional de Energia Nuclear (2024) no Art. 51. dispõe que:

“A otimização da radioproteção das exposições médicas de pacientes deve ser entendida como aplicação da dose de radiação estritamente necessária e suficiente para atingir os propósitos a que se destina”(CNEN NN 3.01,pg.18, 2024).

Desta forma, um sistema de otimização utilizado nos tomógrafos é Controle Automático de Exposição de Dose, que define protocolos e parâmetros de varredura de

acordo com as características físicas do paciente (idade, peso) e a região anatômica a ser examinada (KALENDER, 2011).

(iii) Limitação

A limitação refere-se ao limite de dose recebida pelos profissionais expostos diretamente ou indiretamente à radiação ionizante durante a sua jornada de trabalho. De acordo com Comissão Nacional de Energia Nuclear (2024) no Art. 52:

"A exposição de indivíduos em situações de exposição planejada deve ser restringida de tal modo que o acréscimo da dose efetiva, ou dose equivalente em órgãos ou tecidos de interesse, causada pela possível combinação de exposições não exceda os limites de dose especificados..." (CENEN NN 3.01,pg.18, 2024).

O valor limite de dose efetiva anual não pode exceder o valor de 20 mSv (CENEN NN 3.01, 2024).

3.4.2 Fatores de proteção radiológica

Além desses princípios, também há os fatores de proteção radiológica que são meios ou ações físicas que minimizam a exposição à radiação ionizante, sendo o tempo, distância e blindagem.

(i) Tempo

A quantidade de tempo que uma pessoa é exposta à radiação ionizante, é proporcional a quantidade de dose recebida e a probabilidade de ocorrência de efeitos biológicos. Desta forma, protocolos de exames de TC e novos tomógrafos, em geral, tendem a minimizar o tempo de varredura do exame. Também, para evitar a repetição e prolongamento do exame, o radiologista explica o procedimento e orienta o paciente a não se movimentar durante o exame, para não gerar artefatos ou borrões nas imagens (OVERHOFF *et al.*, 2020). Em caso, de ações de entrada na sala de TC e realizações de cuidados especiais no paciente durante o exame, os profissionais devem realizar treinamentos específicos e uma escala de rodízio dos profissionais (TAUHATA *et al.*, 2013).

(ii) Distância

Conforme explicado por Tauhata *et al.* (2013) a intensidade de radiação é inversamente proporcional ao quadrado da distância entre a fonte de radiação e o indivíduo. Ou seja, quanto mais distante o profissional ficar da fonte de Raios X, menor será a exposição à radiação proveniente do feixe primário. Portanto, nos casos especiais, em que o profissional precisa permanecer dentro da sala de TC durante o exame é aconselhável, sempre que possível, manter uma distância de segurança do *gantry*.

(iii) Blindagem

A blindagem refere-se a materiais compostos por elementos químicos com número atômico elevado que atenua a radiação. Desta forma, a porta e as paredes da sala de TC possuem compostos químicos (chumbo, barita) e espessuras específicas para blindar a radiação espalhada e proteger as pessoas no exterior da sala. Também, no tomógrafo há sistemas de colimadores e blindagens da radiação que minimizam o espalhamento da radiação indevida (fuga da radiação).

Como nos casos em que o profissional precisa realizar a respiração mecânica ou acompanhar do paciente durante o exame de TC, fica posicionado próximo ao *gantry*, é recomendado a utilização dos equipamentos de proteção radiológica (EPI), como avental, protetor de tireoide e óculos plumbífero (ICRP 103, 2007, OVERHOFF *et al.*, 2020, RDC 660, 2022). Entretanto, estudos (SHAFIEE *et al.*, 2020, OVERHOFF *et al.*, 2020, OTA *et al.*, 2021) apontam que os profissionais não utilizam EPI ou utilizam incorretamente, durante o atendimento a pacientes na realização do exame de TC e em outros procedimentos que utilizam radiação ionizante.

3.5 Grandezas Radiológicas

Como forma de quantificar a quantidade de radiação presente nos exames, foram estabelecidas grandezas dosimétricas específicas para a caracterização do feixe de radiação, como a fluência. Também há, as grandezas radiológicas que quantificam a quantidade de energia envolvida durante a interação da radiação com a matéria e os diferentes tipos de tecidos biológicos, sendo o kerma no ar, dose absorvida, equivalente e efetiva. Neste

trabalho, as grandezas relevantes são dose absorvida, equivalente e efetiva, que serão obtidas para o profissional e o paciente durante cada procedimento de TC.

3.5.1 Kerma no ar

O kerma (K) pode ser definido como a somatória das energias cinéticas (dE) dos fótons incidentes em um material alvo, dividido pela massa deste material (dm) (ICRP, 2007), de acordo com a Equação 3.1.

$$K = \frac{dE}{dm} \quad (3.1)$$

Sendo que a unidade da energia cinética (J), massa (kg) e kerma (Gy). Experimentalmente, a grandeza kerma é obtida por meio de câmaras de ionizações localizadas na saída do tubo de raios X. Em TC obtém-se obter o kerma no ar ($C_{a,mAs}$), por meio da integral do kerma (K) ao eixo de rotação de 10 cm de comprimento, de acordo com o número de cortes e espessura, durante a realização do exame de TC (Equação 3.2) (ICRP 103, 2007).

$$C_{a,mAs} = \frac{1}{NT} \int K(z) dz \quad (3.2)$$

Com os valores de kerma no ar obtidos experimentalmente foi possível relacionar com a simulação de Monte Carlo, e obter as doses de radiação recebida pelo profissional durante o exame de TC.

3.5.2 Dose Absorvida

Durante a interação da radiação com a matéria, parte da energia é transferida ou absorvida pelo material. A quantidade de energia absorvida depende do tipo de radiação e da composição química do material alvo (IAEA, 2013). Assim, é por meio da razão da energia média (dE) absorvida pela massa do material alvo (dm), que se obtém a dose absorvida (D_T), de acordo com a Equação 3.3 (ICRP 103, 2007)

$$D_T = \frac{dE}{dm} \quad (3.3)$$

Sendo a unidade de energia em J e massa kg, correspondente a unidade final da dose em Gy (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A dose absorvida pode ser obtida por meios experimentais utilizando objetos simuladores antropomórficos físicos e câmara de ionização, além de sistemas computacionais.

3.5.3 Dose equivalente

O efeito biológico proveniente da interação radiação com o tecido ou matéria depende da quantidade de energia e o tipo de radiação ionizante. Cada tipo de radiação em uma faixa de energia, possui um fator de ponderação (w_R), sendo 1 para fótons e elétrons de qualquer energia, e 20 para partículas nêutrons variando com a energia (1 a 20) (ICRP 103, 2007). Desta forma, uma mesma quantidade de dose absorvida no material T (D_T) terá um efeito biológico diferente de acordo com o tipo de radiação ionizante (w_R), e assim é possível determinar a dose equivalente (H_T) e estipular os riscos de efeitos estocásticos e normas de proteção a radiação ionizante (TAUHATA *et al.*, 2013, ICRP 103, 2007, CNEN, 2014), de acordo com a equação 3.4

$$H_T = D_T w_R \quad (3.4)$$

A dose equivalente é uma grandeza de proteção diretamente relacionada ao risco de ocorrência de efeitos biológicos, tendo a unidade *Sievert* (Sv).

3.5.4 Dose efetiva

Cada tipo de tecido ou órgão do corpo humano é constituído de diversos compostos químicos que possuem diferentes reações teciduais adversas ao interagir com a radiação ionizante, sendo uma característica intrínseca denominada como radiosensibilidade (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Consequentemente, cada tecido do corpo humano possui um fator de ponderação (w_T), que foram obtidos por meio de estudos epistemológicos referentes a probabilidade e ocorrência de efeitos estocásticos, como câncer, em pacientes expostos à radiação ionizante

(TAUHATA *et al.*, 2013). A Tabela 3.1 apresenta dos fatores de ponderação correspondentes a cada tecido do corpo humano, de ambos sexos e faixa etária (ICRP 103, 2007).

Tabela 3.1 –Fatores de ponderação tecidual (w_T) – Extraído da ICRP 103 (2007)

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

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

Com os fatores de ponderação (w_T) de cada tecido multiplicado pela somatória da dose equivalente (H_T), é possível determinar a dose efetiva (E), que tem o objetivo de analisar a dose de radiação recebida em todo o corpo (TAUHATA *et al.*, 2013, CNEN, 2014), de acordo com a Equação 3.5 (ICRP 103, 2007).

$$E = \sum_T H_T w_T \quad (3.5)$$

A unidade da dose efetiva é Sievert (Sv), e representa uma grandeza de proteção que ajuda na análise da justificação e otimização da realização do exame (ICRP 103, 2007). Além disso, é uma grandeza que não se pode obter ou medir *in vitro* (CASSOLA *et al.*, 2010). Por isso, foram desenvolvidos os objetos simuladores antropomórficos virtuais que representam toda a anatomia do corpo humano. Como a sua integração os códigos que calculam o transporte de radiação é possível calcular a dose absorvida e efetiva.

3.6 Método de Monte Carlo e Objetos Simulados Antropomórficos Virtuais

Em 1944, durante a Segunda Guerra Mundial, surgiu a técnica de Monte Carlo (MC), criado pelos pioneiros Stanislaw Ulam e John Von Neumann, durante o estudo de bombas nucleares no Projeto Manhattan (BRIESMEISTER, 1993, ZAIDI e XU, 2007). O Método de Monte Carlo refere-se a uma técnica computacional de amostragem de números aleatórios para realização de simulações e resoluções de problemas matemáticos (YORIYAZ, 2009), amplamente utilizado em diversas áreas do conhecimento, dentre elas na física nuclear.

Por meio do MC é possível realizar simulações de ambientes hospitalares, como salas de exames que utilizam radiação ionizante, para calcular o transporte da radiação na matéria, com o objetivo de estimar as doses absorvidas em cada material (ZAIKI e XU, 2007, CASSOLA *et al.*, 2010, LEE *et al.*, 2010). Cada evento ocorrido durante a simulação é denominado como história, desde a emissão da radiação até a sua interação com a matéria, e desta forma quanto maior o número de histórias menor é o número de incertezas e cada vez mais a simulação se aproxima com a realidade (ZAIKI e TSUI, 2009).

Com os avanços tecnológicos, as simulações de MC possuem mais desempenho computacional e são aplicados em estudo dosimétrico de pacientes e profissionais durante procedimentos reais da física médica, como exames radiológicos, radiologia intervencionista e medicina nuclear. Nessas simulações, os pacientes e profissionais são representados por objetos simuladores antropomórficos virtuais, que possuem todas as características (forma, densidade, composição) anatômicas do corpo humano.

Dentre os simuladores antropomórficos virtuais existem, os simuladores matemáticos, que foram os primeiros simuladores representando as estruturas simples do corpo humano por meio de equações matemáticas. O primeiro modelo de simulador matemático foi o MIRD (*Medical Internal Radiation Dosimetry Committee*), posteriormente ADAM (modelo masculino) e EVA (modelo feminino) (KRAMER *et al.*, 1982), modelos de crianças de diferentes idades (CRISTY, 1990). Posteriormente, foram criados os simuladores baseados em *voxels* (DIMBYLOW, 1995), em que sua construção foi a partir de dados anatômicos reais, obtidos por exames de tomografia computadorizada e ressonância magnética. Exemplo de simuladores *voxels* VOXELMAN (DIMBYLOW, 1995), NORMAN (modelo masculino) e a NAOMI (modelo feminino) (DIMBYLOW, 2005)

Os simuladores antropomórficos de *voxels* passaram por novas configurações de desenvolvimento, e assim surgiram os simuladores por superfície *mesh* (DE MELO *et al.*, 2011), em que são baseados em curvas suaves, polígonos e superfícies 3D para as representações mais reais da anatomia humana. Alguns exemplos dos simuladores *mesh* adultos de ambos dos sexos são RPI-AM e RPI-AF (ZHANG *et al.*, 2009), *FASH3* (Feminino Adulto) e *MASH3* (Masculino Adulto) (CASSOLA *et al.*, 2010).

4. Materiais e Métodos

Para a realização deste trabalho foram simulados cenários de exames de TC da região do tórax de pacientes adulto do sexo feminino com diferentes problemas de saúde, em que o profissional precisa acompanhar e realizar ventilação manual, e ou outros cuidados especiais durante o exame de TC.

A simulação da dimensão da sala de TC foi baseado na estrutura física da sala de TC do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HC-UFG) (485×523 cm), em que toda a geometria foi criada seguindo o manual do Monte Carlo MCNP 6.2 (WENER, 2018), e o manual de dados de composição de materiais para modelagem de transporte de radiação (MCCCONN *et al.*, 2011). Nas simulações foram utilizados objetos simuladores antropomórficos virtuais adultos por superfície *mesh* de sexo feminino com índice de massa corporal (IMC) de acordo com o percentil da massa e altura (10° , 50° e 90°), inferior (M10_H10), superiores (M50_H50, M90_H90) e os considerados padrão (*MASH3* e *FASH3*) (CASSOLA *et al.*, 2010, CASSOLA *et al.*, 2011), representando profissionais e os pacientes serão IMC padrão.

4.1. Simulação MC

4.1.1 Geometria do Tomógrafo e Sala de TC

Um dos grandes desafios em simular um tomógrafo é ter conhecimento das dimensões e materiais do filtro *bowtie*, pois essas informações não são encontradas no manual do equipamento e, em sua grande maioria, são consideradas informações confidenciais e proprietárias. Vale ressaltar que cada modelo de tomógrafo possui suas próprias especificações, o que resulta no processo de simulação Monte Carlo e os resultados obtidos.

Na literatura, encontram-se trabalhos que simularam tomógrafos com a geometria da fonte de TC formado por um conjunto de 16 fontes pontuais e modelos de filtro *bowtie*, a partir de informações obtidas pelos fabricantes (GU *et al.*, 2009, BELINATO *et al.*, 2015, PERINI *et al.*, 2018). Entretanto, muitas vezes, os pesquisadores não conseguem essas informações, e assim, ao longo dos anos, eles começaram buscar e a criar métodos teóricos e experimentais para determinar as dimensões, os modelos do filtro *bowtie* e o espectro de

energia, chamados de modelos equivalentes (TURNER *et al.*, 2009, BONNE, 2010; MCKENNEY *et al.*, 2011, MCMILLAM *et al.*, 2013, COSTA *et al.*, 2022).

Nesta tese, foi simulado o tomógrafo GE Discovery CT750HD (*General Electric Company*), seguindo todas as suas especificações. Para reproduzir a rotação de 360° do tubo de raios X, a fonte de raios X foi simulada como uma fonte volumétrica de geometria circular em forma de anel com raio de 40 cm e espessura de 0,5 cm (Figura 4.1). Todo o sistema colimador também foi inserido na simulação, juntamente com o espectro de energia 120 kVp obtido no trabalho de COSTA *et al.* (2022).

Esse espectro já possui as especificações do filtro *bowtie*, o qual foi obtido e validado no estudo de COSTA *et al.* (2022), por meio de métodos analíticos BONNE (2010) e espectrometria de *Compton*, respeitando as recomendações dos Relatórios 111 e 200 da *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM (2010); AAPM (2020)). As composições e densidades presentes nos componentes dos materiais utilizados no cenário da sala de TC (Figura 4.2) estão descritas na Tabela 4.1, a seguir.

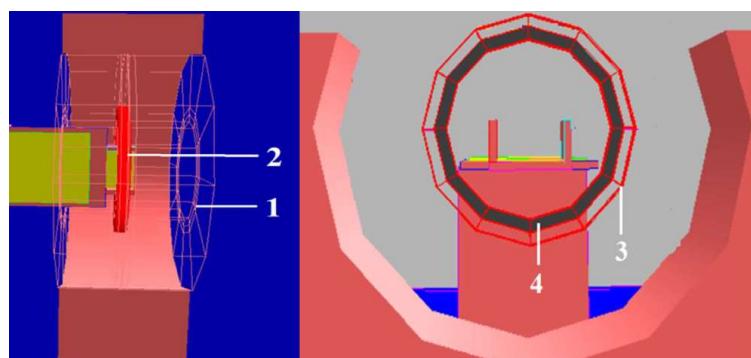


Figura 4.1 – Geometria da fonte circular de Raios X. Capa do *gantry* (1); colimadores e filtros chumbo (2 e 3); fonte circular (4). Imagem extraída de SILVA (2020).

Tabela 4.1 – Componentes, composição e densidade os materiais utilizados nos cenários

Componentes	Composição	Densidade (g/cm³)
Paredes, Teto e Piso	Concreto Barita Tipo BA	3,35
Colimador de raios X	Chumbo	11,35
Scanner CT e mesa	Baquelite	1,25
	Aço Carbono	7,82
Paciente e Profissional	Composição elementar e densidades são presentes na literatura (CASSOLA <i>et al.</i> , 2010, CASSOLA <i>et al.</i> , 2011).	

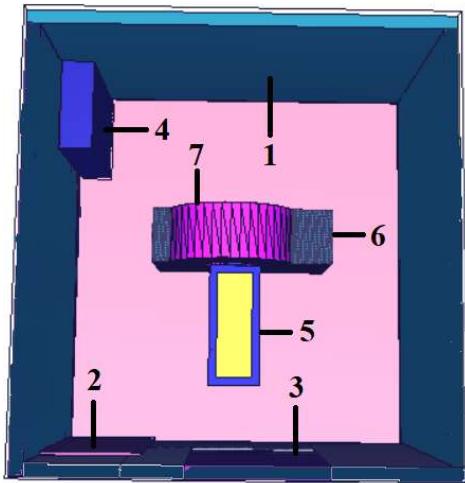


Figura 4.2 – Simulação da sala de TC. Paredes de Concreto de Barita (1); porta blindada de chumbo (2); visor do radiologista de chumbo (3); armário (4); mesa do paciente (5); suporte do *gantry* (6), *gantry* (7).

4.1.2 Objetos simuladores

Os objetos simuladores antropomórficos virtuais adultos, que foram utilizados neste trabalho, foram desenvolvidos pelos pesquisadores da divisão de Dosimetria Computacional, grupo da Universidade Federal de Pernambuco. Tais objetos simuladores possuem características físicas e anatômicas de adulto do sexo feminino, índice de massa corporal (IMC) inferior (M10_H10), médio (*FASH3*) e superiores (M50_H50, M90_H90) (Figura 4.3), conforme a Tabela 4.2, de acordo com os índices de referência estipulado pela ICRP (ICRP 103, 2007; CASSOLA *et al.*, 2010; CASSOLA *et al.* 2011).

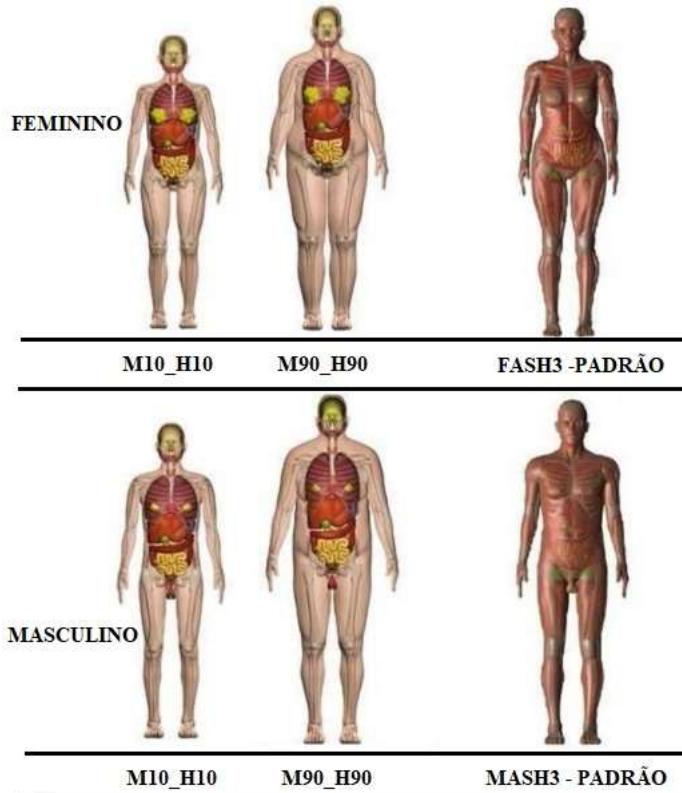


Figura 4.3 – Objetos simuladores antropomórficos virtuais adultos com diferentes IMC. Imagens extraídas e adaptadas de (CASSOLA *et al.* 2011).

Tabela 4.2 – Características mais importantes dos objetos simuladores antropomórficos virtuais adultos de acordo com os trabalhos (CASSOLA *et al.*, 2010, CASSOLA *et al.* 2011).

Sexo	Objeto simulador	Massa (Kg)	Altura (cm)	Índice de Massa Corporal (kg/m^2)
Feminino	M10_H10	48,6	155,5	20,1
	FASH3	60,0	163,0	22,7
	M90_H90	94,0	172,2	31,7
Masculino	M10_H10	59,3	167,3	21,2
	MASH3	73,0	176,0	23,6
	M90_H90	108,5	185,6	31,5

Esses objetos simuladores foram desenvolvidos baseando-se nos percentis da massa e altura (10, 50 e 90), correspondente a adultos do sexo masculino e feminino caucasianos de nove países, dados obtidos pelo sistema *PeopleSize* (CASSOLA *et al.* 2011). Desta forma, os diferentes tipos de objetos simuladores antropomórficos virtuais ao serem incorporados nos

diversos cenários de exames de TC, em que o profissional acompanha ou realiza cuidados especiais, possibilitou analisar o efeito da radiação espalhada para diferentes indivíduos.

Em cada cenário simulado foi possível obter as doses de radiação recebidas pelo profissional, também representado pelos simuladores antropomórficos virtuais de índice de massa corporal (IMC) inferior (M10_H10), médio (*FASH3*) e superiores (M50_H50, M90_H90) do sexo feminino, respectivamente (CASSOLA *et al.*, 2010, CASSOLA *et al.* 2011).

4.1.3 Cenários

De acordo com os autores (MORI *et al.*, 2014, MIYAYIMA *et al.*, 2018, NAGAMOTO *et al.*, 2021, ITO *et al.*, 2024), os principais motivos de ações de entrada e permanência do profissional durante o exame de TC são acompanhamento e contenção de pacientes pediátricos, cuidados especiais em pacientes múltiplos traumas, além de realização de ventilação manual. Para cada motivo, o profissional se posiciona de acordo a realizar de maneira eficiente a ação, e muitas das vezes são em locais onde há maiores níveis de radiação espalhada, sendo posições próximas ao *gantry* (HEILMAIER *et al.*, 2016; NAGAMOTO *et al.*, 2023; NAGAMOTO *et al.*, 2021).

No estudo de Silva *et al.* (2024), conseguiram determinar a posição mais crítica como sendo o profissional posicionado na frente do *gantry* (5 cm) e virado para a mesa (10 cm), para a realização da assistência a ventilação manual ao paciente. Os cenários simulados por Silva *et al.* (2024) foram objetos simuladores *MASH3* e *FASH3* (IMC Padrão) representando os profissionais masculinos e femininos acompanhando e realizando assistência médica aos pacientes de diferentes idades. Desta forma, nessa tese, foi simulado o profissional na mesma posição do trabalho de Silva *et al.* (2024), sendo esses profissionais do sexo feminino e com índice de massa corporal (IMC) inferior (M10_H10), médio (*FASH3*) e superiores (M90_H90), realizando ventilação manual em uma paciente do sexo feminino.

Além disso, também foi criado cenários em que essas profissionais realizem movimentos ao longo da sala, tendo que rotacionar e se posicionar em diferentes configurações, em determinadas situações que podem acontecer durante o exame de Tórax de TC. Estabelecido que a posição na frente do *gantry* (5 cm) e virado para a mesa (10 cm) mais

crítica, de acordo com Silva *et al.* (2024), foram investigadas 4 rotações nesta posição, sendo elas:

- (i) De frente à mesa (Figura 4.4);
- (ii) De costas à mesa (Figura 4.5);
- (iii) De frente ao *gantry* (Figura 4.6);
- (iv) De costas ao *gantry* (Figura 4.7).

Todas seguiram as mesmas distâncias de referência.

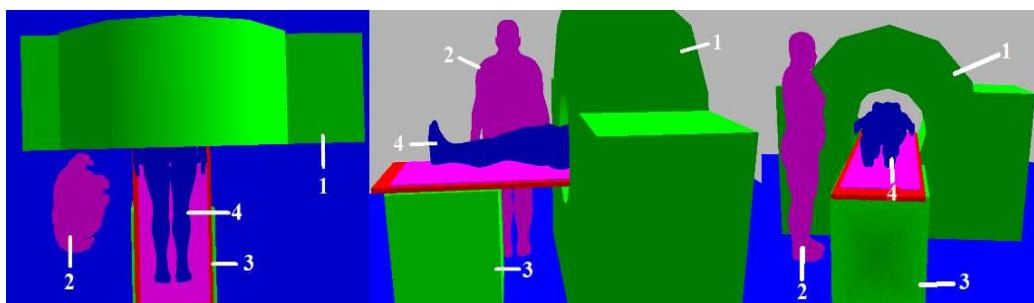


Figura 4.4 – Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) posicionada de frente à mesa (3), acompanhando a paciente adulta (4) durante o exame de TC da paciente.

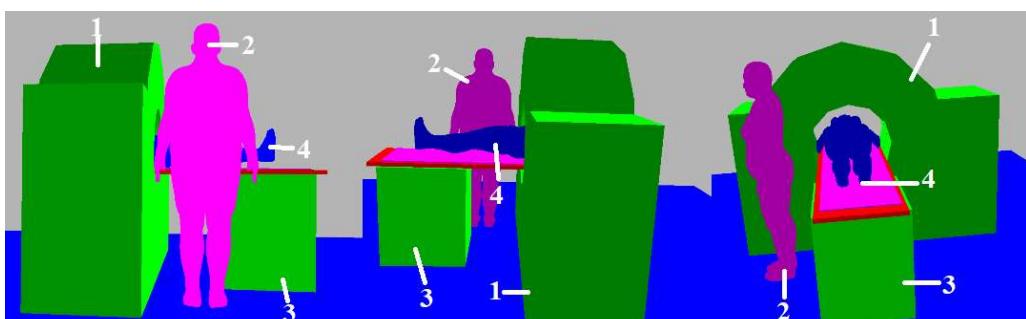


Figura 4.5 – Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) posicionada de costas à mesa (3), acompanhando a paciente adulta (4) durante o exame de TC da paciente.

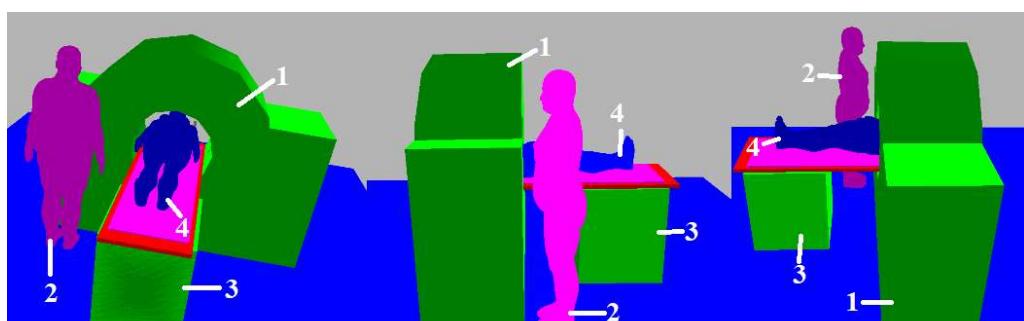


Figura 4.6 – Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) posicionada de frente ao *gantry* (3), acompanhando a paciente adulta (4) durante o exame de TC da paciente.

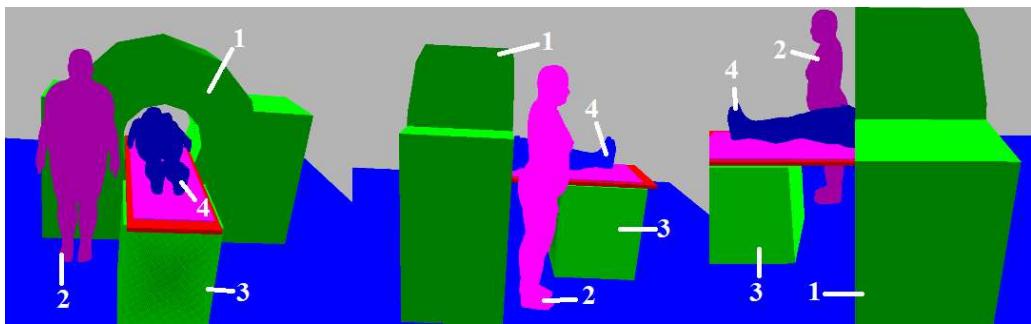


Figura 4.7 – Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) posicionada de costas ao *gantry* (3), acompanhando a paciente adulta (4) durante o exame de TC da paciente.

Também, com base no trabalho experimental de Ito *et al.* (2022) que utiliza escudo vidro suspenso de acrílico plumbífero (KYOWAGLAS-XA™ H-12) para investigar as doses de radiação em profissionais no exame de TC (Figura 4.8), foi simulado situações de utilização deste escudo nessa tese. Este escudo é de vidro plumbífero (0,5 mmPb, $\rho=6,22 \text{ g/cm}^3$), com dimensões $65 \times 70 \text{ cm}^2$ (largura x altura), de acordo com a Figura 4.9. Foram simulados, o profissional sem nenhuma proteção e com apenas esse escudo suspenso posicionado na lateral do *gantry* e na altura do tórax do profissional, para determinar a eficiência do equipamento e a redução nas doses nos profissionais, além de perceber os principais órgãos protegidos.

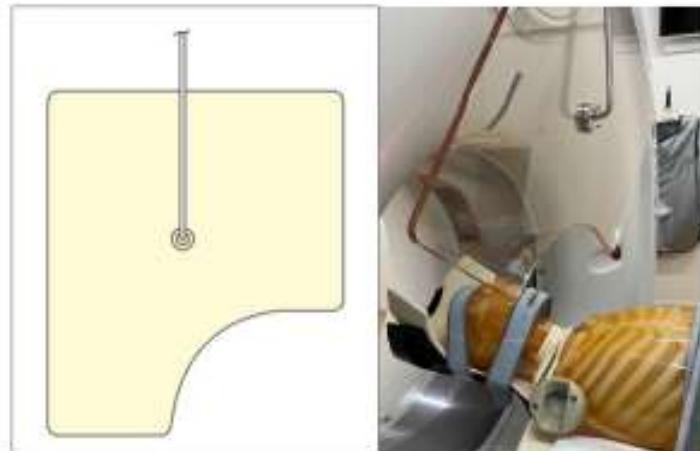


Figura 4.8 – Escudo de blindagem de vidro chumbo. Imagens extraídas e adaptadas de (ITO *et al.*, 2022).

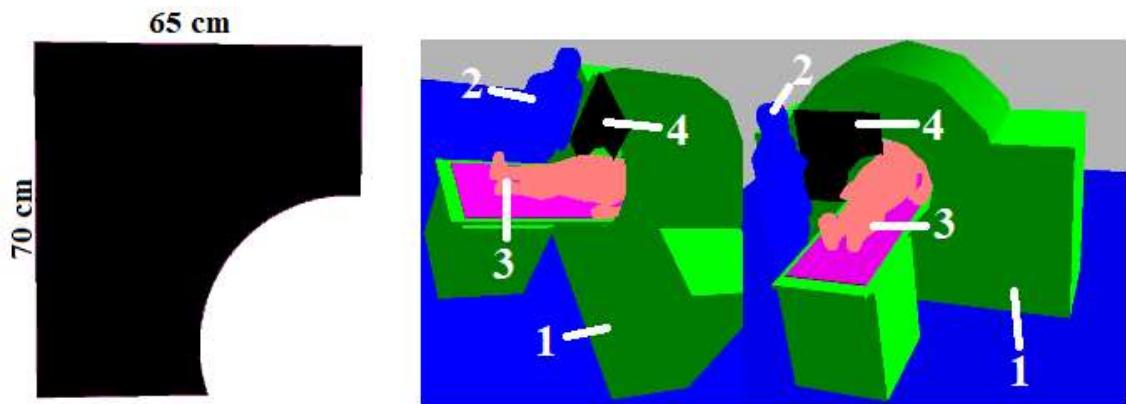


Figura 4.9 – Simulação do escudo de blindagem de vidro chumbo (4). Exposição ocupacional na TC (1), profissional feminina M90_H90 (2) acompanhando a paciente adulta (3) durante o exame de TC da paciente.

Na Literatura, há relatos de que alguns profissionais não utilizam equipamentos de proteção individual (EPI), ou utilizam incorretamente (SHAFIEE *et al.*, 2020, OVERHOFF *et al.*, 2020, OTA *et al.*, 2021), durante o procedimento de TC, foram simuladas situações sem o EPI. Também, cenários com modelos de aventais mais utilizados pelos profissionais sendo os com aberturas nas costas e pernas (aventais frontais) (Figura 4.10), ou modelo de avental fechado nas costas (envolventes) (Figura 4.11).

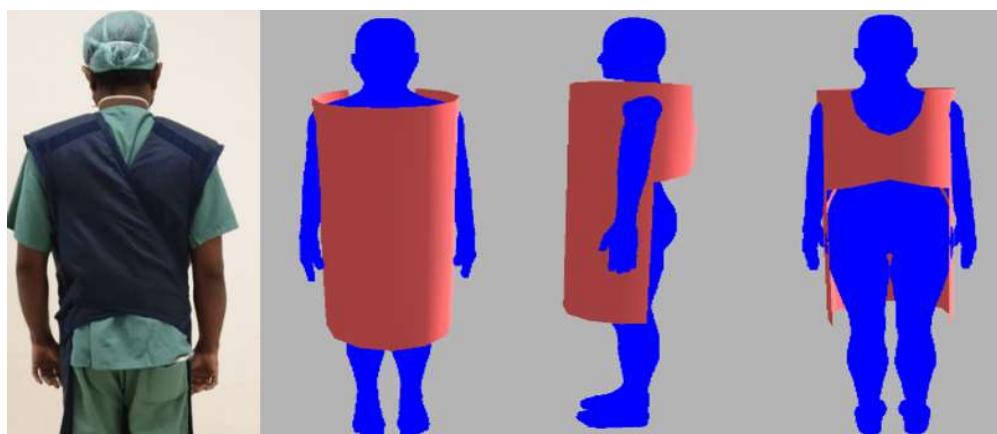


Figura 4.10 – Avental com aberturas nas costas e pernas. (a) Imagem extraídas e adaptadas de JAIMAN *et al.* (2023); (b) simulação do avental - autoria própria.

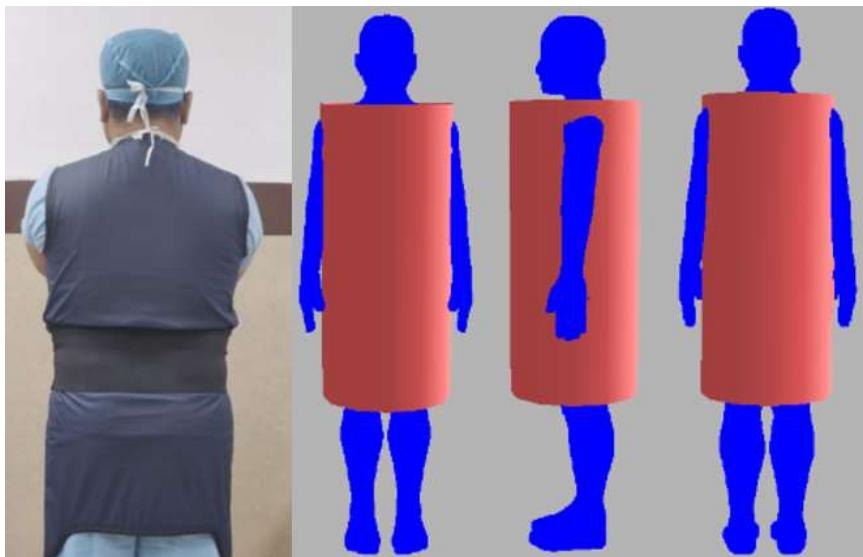


Figura 4.11 –Avental fechado nas costas e pernas. (a) Imagem extraídas e adaptadas de JAIMAN *et al.* (2023);
 (b) simulação do avental - autoria própria.

Esses aventais são compostos de 0,5 mmPb e densidade de $\rho=11,35 \text{ g/cm}^3$. Possuem 1,20 m de comprimento e 55 cm de largura. Em ambos dos modelos de avental, os ombros e braços estão expostos. Com essas configurações de aventais é possível investigar os órgãos críticos e as doses de radiação recebida pelo profissional quando estiver posicionado em diferentes lugares na sala de TC, em especial nas quatro rotações de investigação desta tese:

- (i) De frente à mesa (Figura 4.4);
- (ii) De costas à mesa (Figura 4.5);
- (iii) De frente ao gantry (Figura 4.6);
- (iv) De costas ao gantry (Figura 4.7).

4.1.4 Protocolos de exames

Para cada região anatômica, idade e massa corporal do paciente há parâmetros de varredura utilizados para a obtenção de imagens de qualidade. Cada equipamento de TC possui um manual de instruções e protocolos, assim como cada hospital estabelece os seus parâmetros, seguindo os princípios de proteção radiológica e orientações do Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR). Desta maneira, há diferentes protocolos utilizados para a realização de exame de TC de tórax em pacientes adultos, além disso há a ocorrência de repetição de exames (ZAMANI *et al.*, 2021).

Assim, esta tese utilizou o protocolo recomendado e estabelecidos pelo Colégio Americano de Radiologia (*American College of Radiology*) para exame de TC em pacientes adultos, de acordo com a Tabela 4.3 a seguir:

Tabela 4.3 –Parâmetros de varredura de exames de TC para adultos estabelecidos pelo Colégio Americano de Radiologia.

Exame	Tensão (kVp)	Colimação (cm)	Produto corrente – tempo (mAs)	<i>Pitch</i>	Espessura do corte (cm)	Nº de cortes
Tórax	100/120	0,5	100	2	0,5	32

Foi utilizado a tensão de 120 kVp, pois já foi investigado no trabalho de Silva *et. al* (2024) que as doses de radiação foram maiores se comparada com 100 kVp. Assim, querendo obter os cenários mais críticos, foi simulado com a maior tensão utilizada nos exames padrões de TC de tórax. Além disso, para conhecer as reais doses de radiação dos profissionais com diferentes IMCs, sem nenhuma proteção e posicionado na frente do *gantry* (5 cm) e virado para a mesa (10 cm), durante o exame de TC, foi simulado o exame completo de tórax (32 cortes) em um paciente adulto do sexo feminino. Já que o *pitch* e a espessura do corte foram incorporados na geometria da fonte circular, e assim, cada corte representa um *input* (arquivo de entrada), em que a mesa foi movimentada 1 cm para dentro do *gantry*, realizando assim a varredura completa do tórax de dimensão de 32 cm.

Já para o estudo nas quatro rotações de investigação: (i) De frente à mesa, (ii) De costas à mesa, (iii) De frente ao *gantry* e (iv) De costas ao *gantry*, foi realizado apenas um corte, sendo este no centro do tórax do paciente.

4.2 Cálculo dosimétrico

Nos cálculos dosimétricos, realizados pelo Método de Monte Carlo, cada simulação empregou 1×10^9 histórias, por meio do comando *tally F6* (MeV / g /source-particle), obtendo assim os coeficientes de conversão (CC) para dose equivalente ($CC[H_T]$) e efetiva ($CC[E]$), de acordo com os parâmetros da fonte e varredura dos exames e as propriedades anatômicas de cada objeto simulador utilizado nesse estudo.

Os Coeficientes de Conversão para Dose Equivalente ($CC[H_T]$) serão determinados pelo produto do valor obtido no MCNP 6.2 (WERNER *et al.*, 2018) de dose absorvida (D_T) com o fator de ponderação da radiação (w_R), dividido pelo kerma no ar ($C_{a,mAs}$) obtido de maneira computacional, por meio da simulação de câmara de ionização do tipo lápis modelo 10X5-3CT da *Radcal Corporation*, posicionada o isocentro do *gantry*, de acordo com ICRP 103 (2007) (equação 4.1).

$$CC[H_T] = \frac{D_T \cdot w_R}{C_{a,mAs}} \quad (4.1)$$

Para uma análise de corpo inteiro, os valores de $CC[E]$ foram obtidos por meio da soma dos fatores de ponderação teciduais (w_t) multiplicado pelos valores de $CC[H_T]$, para o sexo masculino e feminino, sendo calculada a média, de acordo com ICRP 103 (2007) (equação 4.2).

$$CC[E] = \sum_t w_t \frac{CC[H_t]^{homem} + CC[H_t]^{mulher}}{2} \quad (4.2)$$

Relacionando os cenários simulados com os resultados obtidos experimentalmente, foi utilizado o valor do kerma no ar obtido experimentalmente, por meio de uma câmara de ionização tipo lápis de 10 cm, no trabalho de COSTA *et al.* (2022), correspondente os parâmetros de varredura utilizados neste trabalho. Dessa maneira, o valor de kerma experimental Foi multiplicado pelo $CC[E]$, resultando nas doses efetivas (E) do profissional, em cada cenário simulado.

$$E = CC[E] \cdot K_{exp} \quad (4.3)$$

5. Resultados e Discussões

Neste trabalho foram obtidos por meio das simulações de Monte Carlo os valores de coeficiente de conversão de doses equivalentes $CC[H_T]$ e efetivas $CC[E]$ do profissional do sexo feminino de diferentes índices de massa corporal (IMC) que acompanha e realiza cuidados especiais em pacientes adultas. Os resultados foram organizados, descritos e discutidos para as seguintes situações de estudo:

- (i) Valores de $CC[H_T]$ dos cinco órgãos que receberam maiores valores das profissionais IMC inferior (M10_H10) (Figura 5.1), médio (*FASH3*) (Figura 5.2) e superiores (M50_H50, M90_H90) (Figura 5.3), sem nenhuma proteção radiológica, posicionada na frente do *gantry* e virada para a mesa, durante o exame completo de TC de tórax (32 cortes) em uma paciente adulta;
- (ii) Valores de $CC[E]$ e E (Tabela 5.1) que receberam as profissionais IMC inferior (M10_H10), médio (*FASH3*) e superiores (M50_H50, M90_H90), sem nenhuma proteção radiológica, posicionada na frente do *gantry* e virada para a mesa, durante o exame completo de TC de tórax (32 cortes) em uma paciente adulta;
- (iii) Valores de $CC[H_T]$ dos cinco órgãos que receberam maiores valores das profissionais IMC inferior (M10_H10), médio (*FASH3*) e superiores (M50_H50, M90_H90), sem proteção, com escudo/vidro suspenso, avental fechado e aberto nas costas e pernas, durante um corte TC de tórax em uma paciente adulta, profissional posicionada de frente à mesa (Figura 5.4), de costas à mesa (Figura 5.5), de frente ao *gantry* (Figura 5.6) e de costas ao *gantry* (Figura 5.7);
- (iv) Valores de $CC[E]$ e E das profissionais IMC inferior (M10_H10), médio (*FASH3*) e superiores (M50_H50, M90_H90), sem proteção e com escudo/vidro suspenso (Figura 5.8), e avental fechado e aberto nas costas e pernas (Figura 5.9), durante um corte TC de tórax em uma paciente adulta, profissional posicionada de frente à mesa, de costas à mesa, de frente ao *gantry* e de costas ao *gantry*;
- (v) Discussões complementares e discussão sobre a redução das doses no caso crítico, utilizando os equipamentos de proteção mais eficientes investigados nesse trabalho.

5.1 Exposição Ocupacional da profissional feminino durante o exame completo de TC sem EPI – Valores dos coeficientes de conversão de doses equivalentes

As Figuras 5.1, 5.2 e 5.3 apresentam os valores dos coeficientes de conversão de doses equivalentes ($CC[H_T]$) (Sv/100 mAs) das profissionais com índices de massa corporal (IMC) diferentes (*FASH* M10_H10, *FASH3* Padrão e *FASH* M90_H90), sem equipamento de

proteção individual (EPI) e posicionada na frente do *gantry* e voltada para a mesa (Figura 4.4), expostas à radiação X durante o acompanhamento e realização de ventilação mecânica na paciente adulta (*FASH3*) no exame de TC completo de tórax (32 cortes).

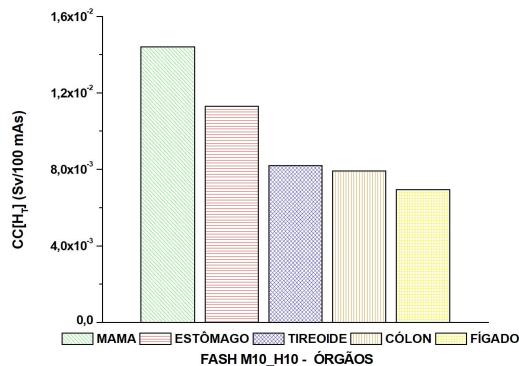


Figura 5.1 – Gráfico dos órgãos da profissional *FASH M10_H10* que recebeu os maiores valores de $CC[H_T]$, sem EPI na posição 1 (Figura 4.4) para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante a TC de tórax, considerando uma voltagem do tubo de 120 kVp.

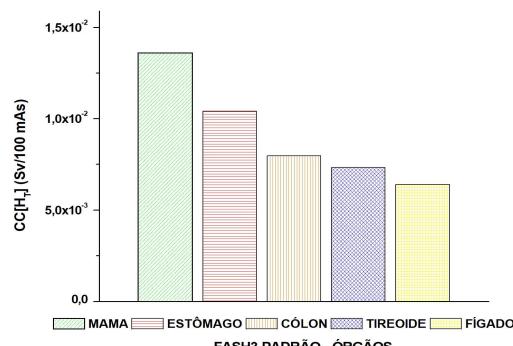


Figura 5.2 – Gráfico dos órgãos da profissional *FASH3* que receberam os maiores valores de $CC[H_T]$, sem EPI na posição 1 (Figura 4.4) para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante a TC de tórax, considerando uma voltagem do tubo de 120 kVp.

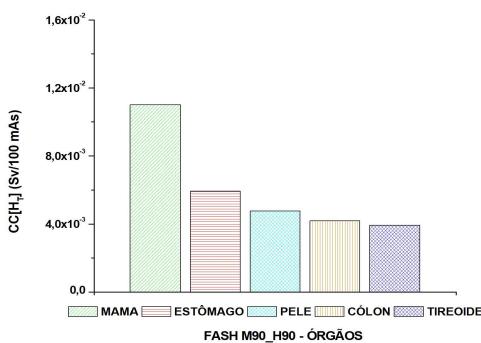


Figura 5.3 – Gráfico dos órgãos da profissional *FASH M90_H90* que receberam os maiores valores de $CC[H_T]$, sem EPI na posição 1 (Figura 4.4) para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante a TC de tórax, considerando uma voltagem do tubo de 120 kVp.

Observa-se nas figuras 5.1 e 5.2, que para as profissionais *FASH M10_H10* e *FASH3 Padrão* os cinco órgãos com maiores valores foram as mamas, estômago, tireoide, cólon e fígado. Já para a profissional com IMC maior (*FASH M90_H90*), os órgãos foram mamas, estômago, pele, cólon e tireoide (Figura 5.3). Assim como no trabalho de Silva *et al.* (2021), em que simulou profissionais adultos acompanhando diferentes pacientes pediátricos e adultos no exame de TC de tórax, também obteve os maiores valores de doses $CC[H_T]$ nas mamas e nos demais órgãos relatados neste trabalho. Vale ressaltar que esses órgãos, como mamas e tireoide, são mais radiosensíveis, o que significa que apresentam maiores chances de apresentarem risco de indução de câncer ao serem expostos à radiação ionizante (LINET *et al.*, 2010; PALM *et al.*, 2017).

Também se observa que os maiores valores foram para a profissional *FASH M10_H10*. O maior valor de $CC[H_T]$ foi nas mamas correspondentes a $1,44 \times 10^{-2}$ (0,04%) Sv/100mAs. Já para a *FASH M90_H90*, o CC das mamas foi $1,10 \times 10^{-2}$ (0,04%) Sv/100mAs, sendo apenas 24% menor se comparado com as demais profissionais. Outro órgão radiosensível é a tireoide, o qual foi o terceiro órgão com maiores valores de $CC[H_T]$ correspondentes a $8,18 \times 10^{-3}$ (0,2%) Sv/100mAs e $7,33 \times 10^{-3}$ (0,2%) Sv/100mAs, para a profissional *FASH M10_H10* e *FASH3 Padrão*, respectivamente.

De forma geral, nota-se que os menores valores $CC[H_T]$ foram para *FASH M90_H90*, que apresenta maior índice corporal. Assim, observa-se que quanto menor o índice corporal, maiores foram os CC obtidos. Na *et al.* (2010), em seus estudos também apresentou a relação do IMC com as doses nos órgãos, afirmando um aumento nas doses absorvidas em órgãos e tecidos com a diminuição da massa corporal e da altura. Esse fenômeno pode ser explicado pela teoria da atenuação da radiação em diferentes materiais, em que há capacidade de atenuação da radiação pelo corpo humano, onde quanto maior a espessura e a massa corporal, maior foi a distância que o feixe de raios-X terá de percorrer. Essa trajetória mais longa aumenta a probabilidade de interações da radiação com a matéria, ou seja, com os tecidos superficiais (pele, gordura e músculos), reduzindo a energia/dose que chega aos órgãos internos.

Assim, a camada de tecido (pele) atua como uma barreira protetora, o que resultou na terceira colocação da pele com o valor de $CC[H_T]$ correspondendo a $4,77 \times 10^{-3}$ (0,01%) Sv/100mAs, para o profissional com IMC maior. Diante dessa teoria, pode-se explicar por

que as mamas foram os órgãos que receberam os maiores valores, independente dos IMCs. Já que as mamas estão na parte externa do tórax e apresenta mais massa corporal (LINET *et al.*, 2010; PALM *et al.*, 2017; SILVA *et al.*, 2021), o que resulta em uma maior interação com o feixe de radiação e ocasionando maior absorção de energia.

5.2 Exposição Ocupacional da profissional feminino durante o exame completo de TC sem EPI – Valores de coeficientes de conversão de doses efetivas

Os valores de coeficientes de conversão de doses efetivas $CC[E]$ (mSv/Gy.100⁻¹ mAs) para a situação em que profissional do sexo feminino monitora e realiza cuidados especiais em paciente adulta durante TC de tórax completo (32 cortes) estão apresentados na Tabela 5.1. As doses efetivas E (mSv) foram calculadas pela equação 4.3, em que os valores de $CC[E]$ foram multiplicados pelo kerma no ar medido experimentalmente no estudo de COSTA *et al.* (2022).

Tabela 5.1 –Os valores de CC/E (mSv/Gy.100⁻¹ mAs) e E (mSv) para as profissionais, sem EPI, posicionados em frente ao *gantry* e voltado para a mesa do paciente (posição 1), ao monitorar e realizar cuidados especiais em paciente adulta durante TC de tórax diagnóstica. Os erros relativos (%) são apresentados entre parênteses.

Médica	Posição 1	
	CC[E]	E
<i>FASH M10_H10</i>	6,23 (0,03)	$1,31 \times 10^{-1}$ (0,03)
<i>FASH3 PADRÃO</i>	5,99 (0,03)	$1,26 \times 10^{-1}$ (0,03)
<i>FASH M90_H90</i>	3,80 (0,04)	$7,98 \times 10^{-2}$ (0,04)

Nota-se na Tabela 5.1, que os valores de $CC[E]$ variaram de 3,80 a 6,23 mSv/Gy.100⁻¹ mAs, e a faixa os valores de doses efetivas E foram de $1,31 \times 10^{-1}$ e $7,98 \times 10^{-2}$ mSv, de acordo com o índice de massa corporal da profissional. Os valores de CC/E e E , para as profissionais *FASH M10_H10* e *FASH3 Padrão* estão dentro da faixa de valores obtidos no trabalho de SILVA *et al.* (2021), que estudou a exposição ocupacional de profissionais do sexo masculino e feminino ao acompanhar diferentes pacientes pediátricos e adultos, e diversos protocolos de obtenção de imagens de TC de tórax.

Assim como nos valores de $CC[E]$ dos órgãos anteriormente apresentados, observa-se na Tabela 5.1, que os valores de $CC[E]$ e E seguem a mesma tendência inversamente

proporcional ao IMC, em que IMC menores obtiveram maiores valores de doses, quando posicionadas nas mesmas condições de exames e área de espalhamento da radiação proveniente do exame TC. Os maiores valores $CC[E]$ e E foram para a profissional *FASH M10_H10*. Ao comparar estes valores da profissional *FASH M10_H10* (menor IMC) com *FASH M90_H90* (maior IMC), nota-se que os valores foram 64% maiores.

Estudos de dose efetiva em pacientes com diferentes IMCs, também tiveram resultados parecidos, em que há uma relação entre a camada de gordura com o efeito de atenuação da radiação, e por consequência no valor de dose recebida. Estes estudos apontam para o mesmo protocolo e parâmetro de varredura/exposição, pacientes com maior massa corporal, ou seja, com IMC maiores, apresentavam menores doses efetivas (NA *et al.*, 2010, TUNG *et al.*, 2008, CASSOLA *et al.*, 2011).

5.3 Exposição Ocupacional da profissional feminino durante um corte de TC sem EPI, escudo, avental Aberto e Fechado – DE FRENTE À MESA

A Figura 5.4 apresenta os valores dos $CC[H_T]$ das profissionais com diferentes IMCs (*FASH M10_H10*, *FASH3 Padrão* e *FASH M90_H90*), para a posição 1, em que o profissional se encontra de frente para a mesa do paciente, durante um corte do exame de TC de Tórax (120 kVp) em uma paciente adulta. Foram simulados profissionais: sem EPI (Figura 5.4.A), escudo (Figura 5.4.B), com avental aberto (Figura 5.4.C) e avental fechado (Figura 5.4.D).

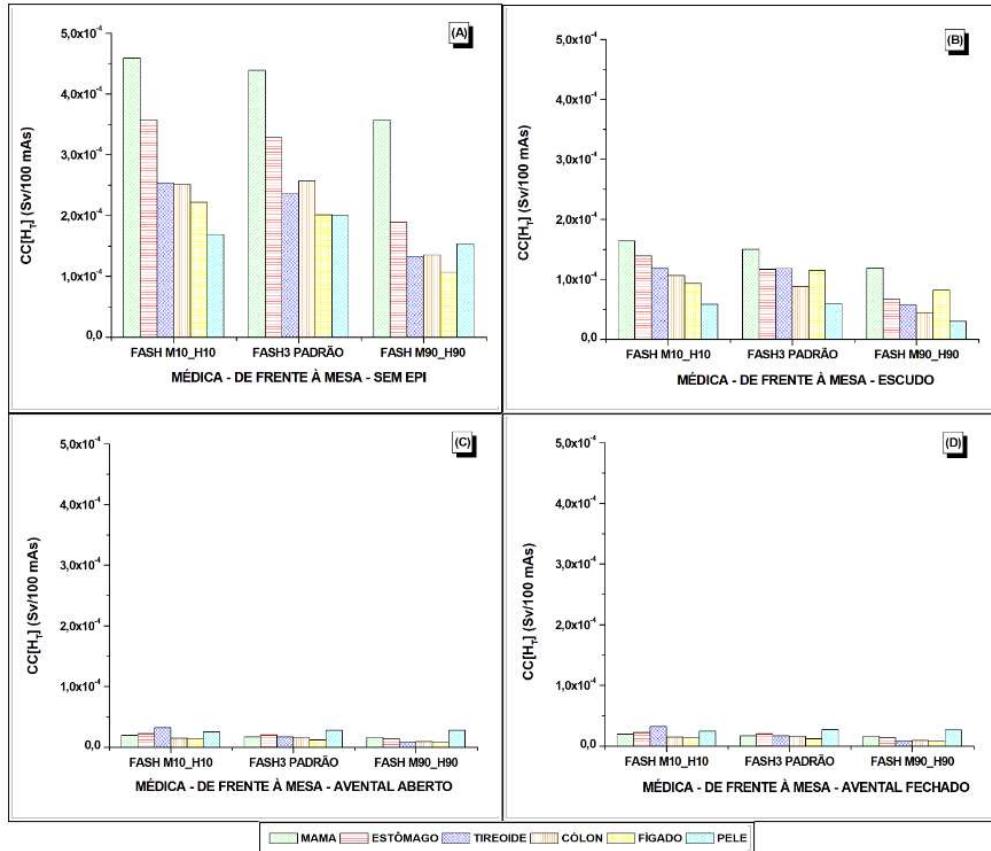


Figura 5.4 – Gráficos dos órgãos das profissionais (*FASH M10_H10*, *FASH3 Padrão* e *FASH M90_H90*) que receberam os maiores valores de CC_{na} posição 1 e de FRENTE À MESA para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo, (C) avental aberto e (D) avental fechado.

Nota-se que, para a situação das profissionais na posição 1 e de frente à mesa, os órgãos com maiores valores de $CC[H_T]$ foram as mamas, estômago, tireoide, cólon, figado e pele, para ambos os IMCs (Figura 5.4). Percebe-se que os órgãos mais críticos foram as mamas, o estômago e tireoide, em que os outros órgãos alternaram de posição dependendo do IMC. O maior valor de $CC[H_T]$ foi de $4,60 \times 10^{-4}$ (0,01%) Sv/100mAs, referente as mamas da profissional *FASH M10_H10* sem EPI (Figura 5.4.A). Também, os menores valores foram para *FASH M90_H90*, segundo a mesma tendência inversamente proporcional ao IMC, em que IMC maior obteve menores valores de $CC[H_T]$ nos órgãos.

Ao simular o escudo, nota-se que os valores de $CC[H_T]$ nos órgãos tiveram uma faixa de redução de 52% a 78% (Figura 5.4.B), em comparação a situação das profissionais sem EPI (Figura 5.4.A), dependendo do IMC da profissional e os órgãos. As maiores reduções foram para a tireoide, por exemplo, o $CC[H_T]$ da tireoide sem equipamento foi de $1,33 \times 10^{-4}$

(0,04%) Sv/100mAs e com o escudo foi de $2,96 \times 10^{-5}$ (0,1%) Sv/100mAs, para a profissional FASH M90_H90, tendo uma redução correspondente a 78%. Outra redução significativa foi de 66,5% nas mamas da mesma profissional, em que o $CC[H_T]$ das mamas sem equipamento foi de $3,57 \times 10^{-4}$ (0,01%) Sv/100mAs e com o escudo foi de $1,19 \times 10^{-4}$ (0,01%) Sv/100mAs. Nota-se que com o escudo houve uma redução significativa nos valores das doses nos órgãos, em especial, aqueles que estão localizados no tronco, ou seja, parte do pescoço, tórax e abdômen, assim como no estudo de Ito *et al.* (2022).

Como os aventais aberto e fechados na parte frontal possuem a mesma geometria (sem nenhuma abertura), os valores dos $CC[H_T]$ para ambas as situações foram iguais (Figura 5.4.C e Figura 5.4.D). Ao comparar esses valores com a situação sem EPI, nota-se que houve uma faixa de redução de 87% a 96% nos valores, variando de acordo com IMC da profissional e os órgãos. As mamas, anteriormente o órgão mais crítico na ausência de proteção, apresentam maior redução corresponde a 96%. Isso, confirma ou demonstra a importância da utilização de aventais de chumbo para a redução da exposição do profissional durante o acompanhamento do exame de TC. Como no estudo de Silva *et al.* (2021), que ressalta a importância da utilização de equipamentos de proteção individual, como aventais e protetor de tireoide, houve redução nas doses nas mamas e tireoide aproximadamente 96% e 93%, respectivamente.

5.4 Exposição Ocupacional da profissional feminino durante um corte de TC sem EPI, escudo, avental Aberto e Fechado – DE COSTAS À MESA

Com os mesmos parâmetros de exames, a segunda situação estudada foi das profissionais viradas de costas à mesa durante o exame de TC. Para essa situação, os órgãos com maiores valores de $CC[H_T]$ foram pele, pulmão, cólon, esôfago, estômago e bexiga (Figura 5.5).

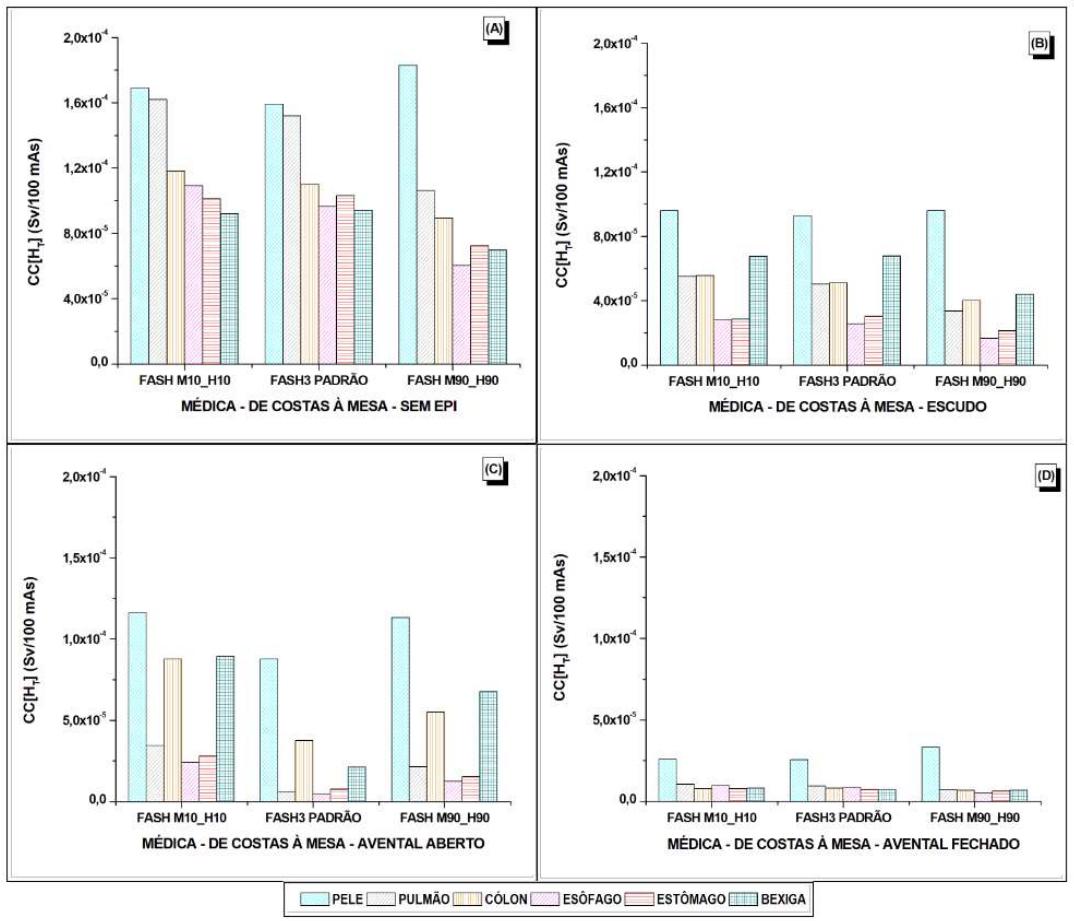


Figura 5.5 –Gráficos dos órgãos das profissionais (*FASH M10_H10*, *FASH3 Padrão* e *FASH M90_H90*) que receberam os maiores valores de $CC[H_T]$ na posição 1 DE COSTAS À MESA para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo, (C) avental aberto e (D) avental fechado.

Observa-se, na Figura 5.5.A, que pele, pulmão e côlon, nessa ordem, foram os órgãos que receberam maiores valores de $CC[H_T]$, e seguiram o mesmo padrão para as três profissionais, sem equipamento de proteção. O maior valor de $CC[H_T]$ foi de $1,83 \times 10^{-4}$ (0,01%) Sv/100mAs, referente a pele da profissional *FASH M90_H90*. Sendo maior 8% e 13% em comparação a pele da profissional *FASH M10_H10* e *FASH3 Padrão*, respectivamente. O fato de a profissional estar de costas para a mesa e para o paciente, resultou que a pele da profissional fosse o primeiro órgão á receber a radiação espalhada, gerada pelo paciente, maca e o equipamento de TC.

Já os outros órgãos que estão mais internamente no corpo humano, como pulmão, côlon, esôfago, estômago e bexiga, nota-se que seguiram a mesma tendência inversamente proporcional ao IMC. Ou seja, os valores dos coeficientes de conversão de doses equivalentes

($CC[H_T]$) foram maiores para a profissional com menor IMC (*FASH M10_H10*). Como por exemplo o $CC[H_T]$ do pulmão da foi de $1,62 \times 10^{-4}$ (0,01%) Sv/100mAs, sendo 38% maior se comparada com o valor da dose no pulmão da profissional com maior IMC.

Também, nota-se que a utilização de escudo (Figura 5.5.B) resultou em reduções significativas nas doses equivalentes, sendo uma faixa de 27% a 74%, variando de acordo com o órgão e a profissional, se comparadas com a situação da mesma sem nenhuma proteção individual. Tanto o estômago e o esôfago tiveram as maiores reduções nas doses, sendo que a maior redução foi de 74% corresponde a redução da dose no esôfago profissional *FASH M10_H10*, em que o $CC[H_T]$ sem EPI foi de $1,09 \times 10^{-4}$ (0,03%) Sv/100mAs, já o valor de $1,64 \times 10^{-5}$ (0,07%) Sv/100mAs, corresponde ao valor do $CC[H_T]$ com a proteção do escudo.

Apesar do avental aberto nas costas e pernas (Figura 4.10), nota-se que os valores ainda foram menores (Figura 5.5. C) se comparados com a situação sem EPI (Figura 5.5. A) e com o escudo (Figura 5.5. B). Observa-se que, como o avental é aberto nas costas, em especial na parte inferior, os órgãos desprotegidos dessa região acabaram recebendo maiores doses, e por consequência tiveram as menores reduções, como por exemplo, o cólon, cujos valores de $CC[H_T]$ variam de 26% a 36%, dependendo do IMC da profissional, se comparada com a situação de estar sem nenhuma proteção. Assim, como a pele, em que teve uma faixa de redução de apenas 31 % a 38%. Entretanto, nota-se que como a parte superior desse modelo é fechado e possui apenas uma pequena abertura, observa-se que os valores de $CC[H_T]$ esôfago reduziram significativamente, sendo uma faixa de 78% a 80%, dependendo do IMC da profissional.

Já com o avental totalmente fechado (Figura 4.11), os valores de $CC[H_T]$ reduziram significativamente (Figura 5.5.D), sendo uma faixa de diferença de 85% a 96%, dependendo do IMC da profissional e o seu órgão correspondente, se comparado com a situação sem EPI. O órgão com maior variação foi o pulmão da profissional *FASH3 Padrão*, em que o valor de $CC[H_T]$ foi $1,53 \times 10^{-4}$ (0,01%) Sv/100mAs para a profissional sem EPI e $6,11 \times 10^{-6}$ (0,03%) Sv/100mAs com o avental fechado. Ressalvando, novamente, a importância de utilizar aventais de proteção, e em especial, os que são mais fechados, ou seja, que possuem maior área de cobertura ao corpo.

Comparando as situações das profissionais de frente à mesa (Figura 5.4) e de costas à mesa (Figura 5.5), observa-se que os valores de $CC[H_T]$ foram menores para as profissionais de costas à mesa. Sabe-se que a maior parte da radiação espalhada recebida pela profissional é proveniente da paciente e a mesa, e ao estar de frente essa radiação espalhada interage com órgãos mais radiosensíveis, como mamas e tireoide. Já quando está de costas, a interação ocorre principalmente sobre a pele, estruturas ósseas e músculos, resultando em menor dose nos órgãos críticos.

5.5 Exposição Ocupacional da profissional feminino (Doses equivalentes) durante um corte de TC sem EPI, escudo, avental Aberto e Fechado - DE FRENTE AO GANTRY

A Figura 5.6, demonstra os valores de $CC[H_T]$ obtidos quando as profissionais se posicionam de frente ao *gantry*. Nessa terceira situação, os órgãos que receberam mais radiação foram estômago, cólon, pele, mama e pulmão.

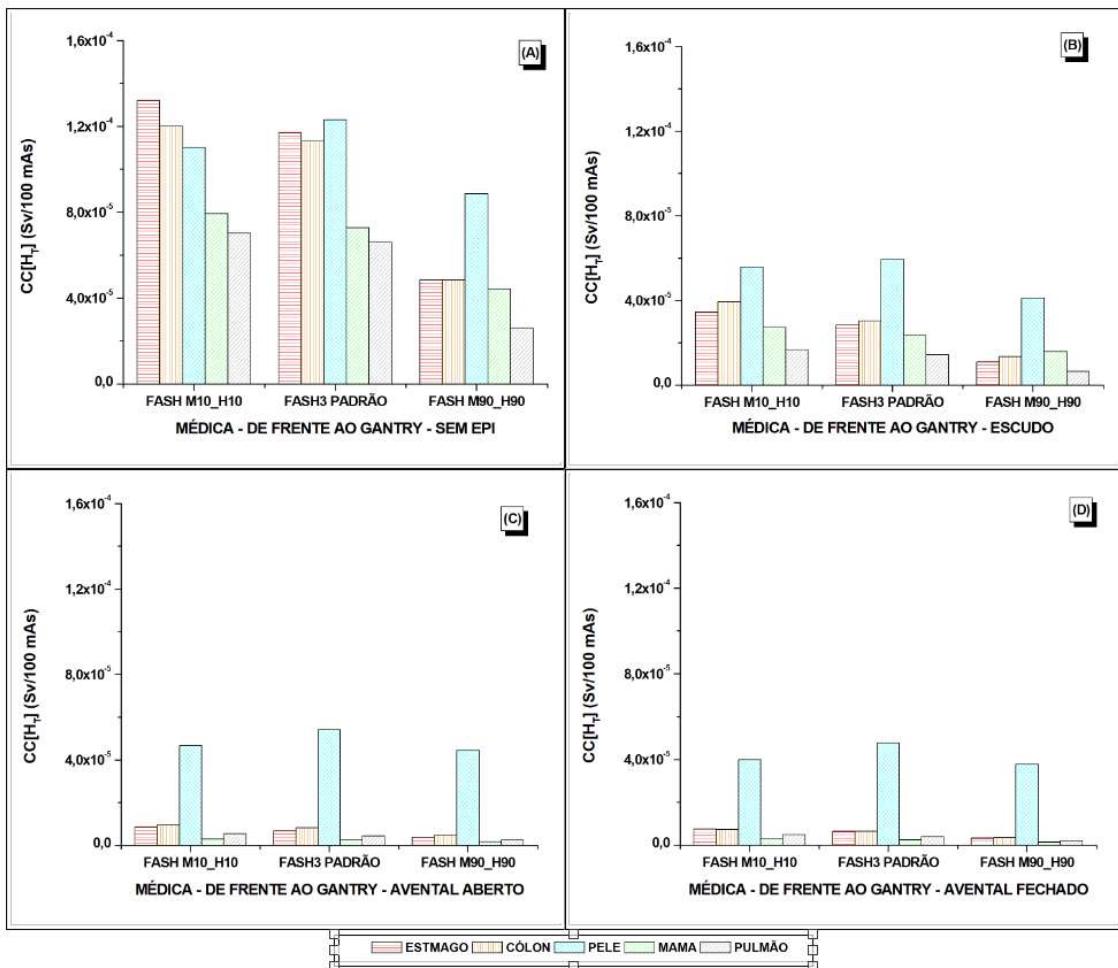


Figura 5.6 – Gráficos dos órgãos das profissionais (FASH M10_H10, FASH3 Padrão e FASH M90_H90) que receberam os maiores valores de CC_{na} posição 1 e DE FRENTE AO GANTRY para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo, (C) avental aberto e (D) avental fechado.

Para a profissional FASH M10_H10, sem EPI e de frente ao *gantry*, o estômago recebeu maiores valores de $\text{CC}[\text{H}_T]$, corresponde a $1,32 \times 10^{-4}$ (0,02%) Sv/100mAs, provavelmente devido ao menor volume corporal e à menor atenuação oferecida pelos tecidos, permitindo que a radiação espalhada atingisse com mais intensidade órgãos internos. Já as profissionais FASH3 Padrão e FASH M90_H90, o órgão mais crítico foi a pele, sendo $1,23 \times 10^{-4}$ (0,01%) Sv/100mAs e $8,85 \times 10^{-5}$ (0,01%) Sv/100mAs, respectivamente. Isso, em razão da maior espessura corporal dos profissionais, que blinda/protege os órgãos internos. Apesar da pele receber maiores doses, nota-se que ao comparar com os valores obtidos na situação da profissional posicionada em frente à mesa e de costas a mesa, os valores de $\text{CC}[\text{H}_T]$ na pele sofreram uma faixa de redução de 39% a 43%, quando a profissional está em frente ao *gantry* e dependendo do seu IMC.

Com o uso do escudo (Figura 5.6.B), observa-se uma faixa de redução de 49% a 78%, em relação a situação anterior sem proteção, variando de acordo com o IMC da profissional e o órgão correspondente. Ao contrário da situação da profissional de frente a mesa ao utilizar o escudo (Figura 5.4.B), nota-se que para a profissional de frente ao *gantry*, o escudo proporcionou as maiores reduções nos órgãos do pulmão, estômago e cólon. Também, nota-se que a faixa de redução das doses com os aventais, em relação à sem nenhuma proteção para os valores de $CC[H_T]$ na pele 58% a 65%, já para os outros órgãos a variação foi de 92% a 97%. Estes dados reforçam a importância de utilizá-los durante o exame.

5.6 Exposição Ocupacional da profissional feminino (Doses equivalentes) durante um corte de TC sem EPI, escudo, avental Aberto e Fechado – DE COSTAS AO GANTRY

A quarta e última situação estudada, foi para as profissionais de costas ao *gantry* (Figura 4.7), sem EPI (Figura 5.7.A), escudo (Figura 5.7.B), com avental aberto (Figura 5.7.C) e avental fechado (Figura 5.7.D).

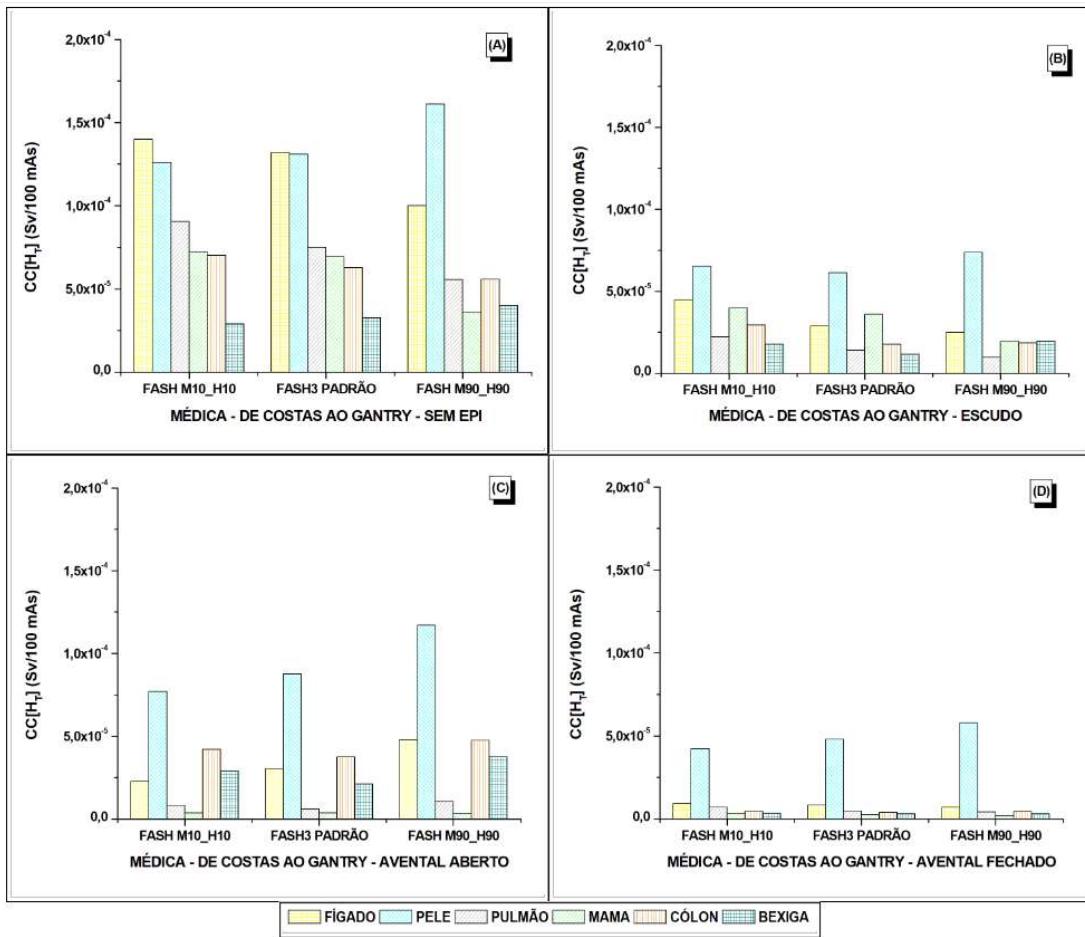


Figura 5.7 – Gráficos dos órgãos das profissionais (*FASH M10_H10*, *FASH3 Padrão* e *FASH M90_H90*) que receberam os maiores valores de $CC[H_T]$ na posição 1 e DE COSTAS AO GANTRY para acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo, (C) avental aberto e (D) avental fechado.

Para esta situação estudada, os órgãos com maiores valores de $CC[H_T]$ foram fígado, pele, pulmão, mama, cólon e bexiga. Sendo que o fígado e a pele, se alternaram nas primeiras posições, dependendo do IMC da profissional. O maior valor de $CC[H_T]$ foi de $1,61 \times 10^{-4}$ (0,01%) Sv/100mAs, para a pele da *FASH M90_H90*, sem EPI. Já para a profissional com menor IMC o maior valor de $CC[H_T]$ foi para o fígado correspondente a $1,40 \times 10^{-4}$ (0,01%) Sv/100mAs. Observa-se na Figura 5.7, que segue a mesma tendência das outras situações, em que houve uma faixa de redução significativa na utilização de escudo (45% a 82,5%), avental aberto (14% a 95%) e fechado (63% a 96%), se comparada com a situação crítica sem nenhum equipamento de proteção, variando de acordo com o órgão e o IMC da profissional.

Em relação a utilização do escudo (Figura 5.7.B), a menor redução foi de 45% nos valores de $CC[H_T]$ nas mamas e maior variação de 82,5% refere-se ao órgão pulmão da

profissional *FASH M90_H90*. Uso de aventais, percebe-se que como a profissional está de costas para a fonte de radiação (*gantry*), órgãos mais inferiores e internos como bexiga tiveram menores variações, em especial, com o amental aberto. Também, a maior porcentagem de redução foi 95% correspondentes aos valores de $CC[H_T]$ nas mamas das profissionais, ao utilizar tanto o amental aberto como fechado.

5.7 Exposição Ocupacional da profissional feminino (Doses Efetivas) durante um corte de TC sem EPI, escudo, amental Aberto e Fechado

A Figura 5.8, apresenta os valores de coeficientes de conversão de doses efetivas $CC[E]$ ($\text{mSv}/\text{Gy} \cdot 100^{-1} \text{ mAs}$) para as profissionais (*FASH M10_H10*, *FASH3 Padrão* e *FASH M90_H90*), na posição 1, realizando rotações (De frente a mesa; De costas à mesa; De frente ao *Gantry*; De costas ao *Gantry*) no acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp), sem equipamento de proteção (Figura 5.8.A) e com escudo (Figura 5.8.B).

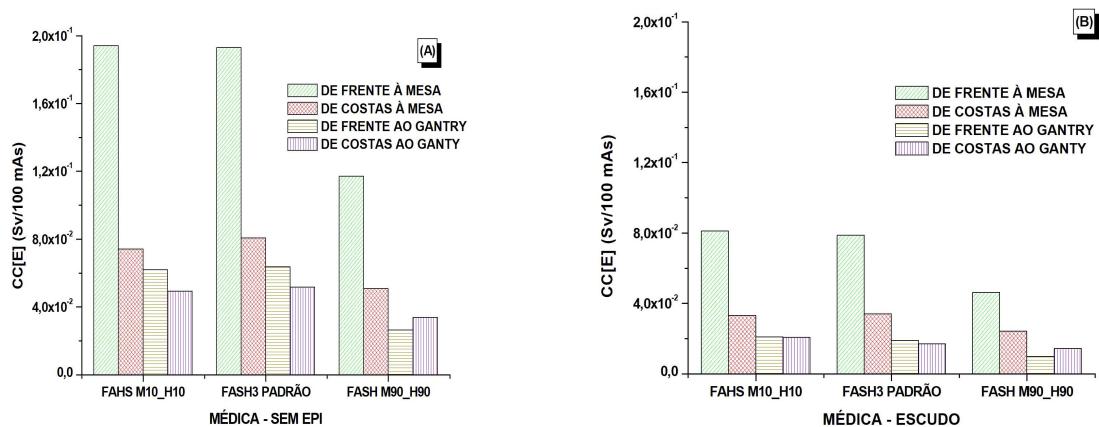


Figura 5.8 – Os valores de $CC[E]$ das profissionais (*FASH M10_H10*, *FASH3 Padrão* e *FASH M90_H90*) na posição 1 e em diferentes rotações (De frente a mesa; De costas à mesa; De frente ao *Gantry*; De costas ao *Gantry*) no acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp). (A) sem EPI, (B) escudo.

Visualmente, já se observa que os maiores valores de $CC[E]$ obtidos foram quando a profissional estava posicionada de frente a mesa, sem nenhuma proteção (Figura 5.8.A), correspondente a $4,07 \times 10^{-3}$ ($0,01$) $\text{mSv}/\text{Gy} \cdot 100^{-1} \text{ mAs}$, para a profissional de menor IMC. Se comparar com a situação em que a profissional está de costas ao *gantry* (menores valores), nota-se que há uma faixa variação de aproximadamente 71% a 75%, dependendo do IMC da

profissional. Apesar das doses serem menores, quando estiver de costas ao *gantry*, nesse caso, a profissional não consegue realizar efetivamente a assistência e o manuseio do equipamento de ventilação mecânica manual do paciente, uma vez que é necessário visualização plena do paciente.

Também, observa-se que com o uso do escudo de chumbo (Figura 5.8.B), os valores de *CC[E]* foram menores, se comparado com a situação da profissional sem nenhuma proteção, sendo uma redução de aproximadamente 52% a 70%, dependendo da profissional e da sua rotação, como por exemplo, a profissional com maior IMC, quando estiver de costas à mesa, teve apenas uma redução de 52%, ao utilizar o escudo de proteção. Essa faixa de variação está de acordo com os trabalhos que utilizaram escudo de chumbo suspenso, tanto na TC como na radiologia intervencionista que é mais comum de utilizá-lo (ITO *et al.*, 2022, FUJIBUCHI *et al.*, 2024, MACHADO *et al.*, 2025, OLIVEIRA *et al.*, 2025).

Em relação ao uso de aventais, a Figura 5.9, apresenta os valores de *CC[E]* (mSv/Gy.100⁻¹ mAs), para as situações das profissionais de diferentes IMC, posicionada (A) De frente a mesa; (B) De costas à mesa; (C) De frente ao *gantry* e (D) De costas ao *gantry*, com os aventais aberto e fechado.

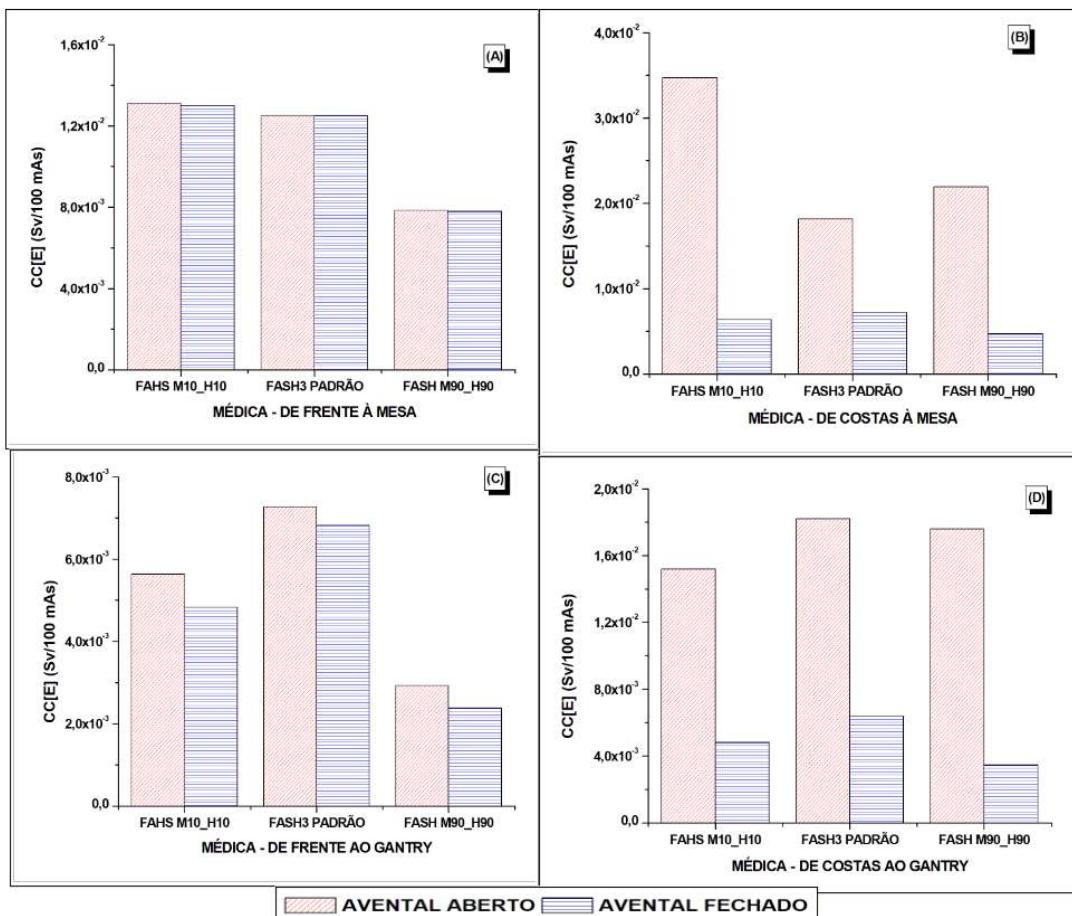


Figura 5.9 – Os valores de CC das profissionais (*FASH M10_H10*, *FASH3 Padrão* e *FASH M90_H90*), com aventais aberto e fechado, na posição 1 e em diferentes rotações (A) De frente a mesa; (B) De costas à mesa; (C) De frente ao gantry; (D) De costas ao gantry, no acompanhamento do adulto do sexo feminino, durante um corte de TC de tórax (120 kVp).

Observa-se na Figura 5.9.A, na situação da profissional posicionada na frente da mesa não houve variação nos valores, ou seja, os valores $CC[E]$ foram parecidos/iguais, uma vez que nos modelos de amental aberto e fechado, na parte frontal são iguais, eles são fechados. Entretanto, na frente ao *gantry*, começa a perceber-se variações nos valores, uma vez que há uma pequena abertura na lateral do amental aberto, e essa abertura, ocasionou um faixa de aumento de 7 a 14% se comparado com o amental totalmente fechado, dependendo do IMC da profissional.

Já para as situações de costas à mesa e ao *gantry*, observa-se uma variação significativa entre os valores de $CC[E]$ para o amental aberto em comparação com o amental fechado, em que os maiores valores foram obtidos quando a profissional utiliza o amental aberto, demonstrando assim menor eficiência de proteção nesse modelo de amental. O maior

valor de $CC[E]$ foi de $3,47 \times 10^{-3}$ (0,01) mSv/Gy.100⁻¹ mAs, em que a profissional de menor IMC (M10_H10) utiliza o avental aberto e fica de costas à mesa. Se comparar essa mesma situação, e utilizando o avental fechado, esse valor reduz aproximadamente 56%.

Desta forma, nota-se que ocorre uma exposição maior quando a profissional está de costas para a fonte e a mesa/paciente, quando utiliza o avental aberto. Assim, como no trabalho de Hong *et al.* (2021) que estudou a relação do modelo de avental com a exposição à radiação nas costas dos médicos durante a radiologia intervencionistas. Nesse trabalho, Hong *et al.* (2021), obteve que as maiores doses foram com o avental aberto em comparação com o avental fechado (envolvente).

Assim, é fundamental a utilização de aventais que protegem completamente o corpo, uma vez em que podem ocorrer intercorrências, levando a profissional se movimentar e rotacionar, e ao utilizar aventais abertos nas costas e pernas, pode ficar mais expostas à radiação espalhada. Além disso, Cheon *et al.* (2018) apontam a importância de ajustes e aventais com o tamanho apropriado para os diferentes corpos/tamanhos dos profissionais.

Observando a Figura 5.8.A, nota-se que quando a profissional está em frente à mesa, sem proteção, obteve maiores valores doses de radiação. Desta forma, para essa situação mais crítica foram calculados os valores de E (mSv) por meio da equação 4.3, em que os valores de $CC[E]$ foram multiplicados pelo kerma no ar medido experimentalmente no estudo de Costa *et al.* (2022).

Tabela 5.2 – Os valores de dose efetiva E (mSv) para as profissionais, posicionado em frente ao *gantry* e voltadas para a mesa do paciente (posição 1), ao monitorar e realizar cuidados especiais em paciente adulta durante TC de tórax diagnóstica. Os erros relativos (%) são apresentados entre parênteses.

Médica	Posição 1 – DE FRENTE À MESA			
	SEM EPI	ESCUDO	AVENTAL	
			ABERTO	FECHADO
<i>FASH</i> M10_H10	$4,07 \times 10^{-3}$ (0,01)	$1,70 \times 10^{-3}$ (0,01)	$2,74 \times 10^{-4}$ (0,02)	$2,73 \times 10^{-4}$ (0,02)
<i>FASH3</i> PADRÃO	$4,06 \times 10^{-3}$ (0,01)	$1,65 \times 10^{-3}$ (0,01)	$2,63 \times 10^{-4}$ (0,02)	$2,62 \times 10^{-4}$ (0,02)
<i>FASH</i> M90_H90	$2,45 \times 10^{-3}$ (0,01)	$9,70 \times 10^{-4}$ (0,01)	$1,64 \times 10^{-4}$ (0,02)	$1,63 \times 10^{-4}$ (0,02)

Observa-se na Tabela 5.2, que os valores de E para as profissionais M10_H10 e padrão foram praticamente iguais. Sendo esse valor o maior obtido, em relação a todos os casos estudados nesse trabalho, da profissional, sem nenhuma proteção, ao acompanhar uma adulta em um corte de TC de tórax. Já a profissional com maior IMC, teve uma dose efetiva 60% menor, correspondente a $2,45 \times 10^{-3}$ (0,01) mSv. Esses valores de doses efetivas, seguem o mesmo padrão para os valores de CC já discutidos anteriormente, em que trajetória mais longa aumenta a probabilidade de interações da radiação com a matéria, ou seja, com os tecidos superficiais (pele, gordura e músculos), reduzindo a dose depositada aos órgãos internos, e assim, influência diretamente na dose efetiva. Portanto, quanto maior o IMC menor foi o valor de dose efetiva recebida pela profissional.

De maneira geral, nota-se que os valores de E reduziram significativamente ao utilizar algum equipamento de proteção radiológica. Na situação da profissional de frente à mesa, o escudo e o avental reduziram aproximadamente 59% e 94%, respectivamente, se comparado com a profissional sem nenhuma proteção. Estes valores estão dentro da eficiência para a proteção radiológica, de acordo com o trabalho de Lopes *et al.*, (2025) que realizou uma revisão bibliográfica em artigos publicados de 2013 a 2023, em que o uso correto de equipamentos de proteção individual pode reduzir em até 90% da dose de radiação a ser recebida pelo profissional durante o procedimento. Essa eficiência vai depender de diversos fatores, deste dos parâmetros do exame, tipo de radiação, e em especial a maneira em que os profissionais utilizam esses equipamentos.

6. Considerações Finais

Para o cenário da profissional sem equipamento de proteção individual (EPI) e posicionada na frente do *gantry* e voltada para a mesa (posição 1), durante o exame de TC completo de tórax (32 cortes), obteve-se que os cinco órgãos com maiores valores foram as mamas, estômago, tireoide, cólon e fígado (as profissionais *FASH M10_H10* e *FASH3 Padrão*). Já para a profissional com IMC maior (*FASH M90_H90*), os órgãos foram mamas, estômago, pele, cólon e tireoide. Também, os valores de *CC[E]* variaram de 3,80 a 6,23 mSv/Gy·100⁻¹ mAs, e a faixa os valores de E foram de $1,31 \times 10^{-1}$ e $7,98 \times 10^{-2}$ mSv, de acordo com o índice de massa corporal da profissional. Os maiores valores *CC[E]* e E foram para a profissional *FASH M10_H10*, sendo aproximadamente 64% maiores ao comparar com os valores obtidos para a profissional *FASH M90_H90* (maior IMC).

Ao investigar as 4 rotações da profissional, sem nenhuma proteção, obteve que os órgãos com maiores valores de (*CC[H_T]*) foram: (i) De frente à mesa (mamas, estômago, tireoide, cólon, fígado e pele), (ii) De costas à mesa (pele, pulmão, cólon, esôfago, estômago e bexiga), (iii) De frente ao *gantry* (estômago, cólon, pele, mamas e pulmão) e (iv) de costas ao *gantry* (fígado, pele, pulmão, mama, cólon e bexiga). Percebe-se que a pele está presente em todas as situações com valores elevados, por ser o primeiro órgão a receber radiação. Além disso, nota-se que as mamas, estômago, tireoide são mais expostas quando a profissional está de frente a mesa e ao *gantry*. Já o fígado, pulmão e cólon são mais afetados quando a profissional está de costas. Com isso, conclui-se que a posição e direção do profissional em relação a fonte de radiação (*gantry*) e ao paciente influência nas doses recebidas e em quais órgãos serão mais críticos expostos a radiação espalhada durante o exame.

Também, nota-se que ao comparar as 4 rotações, obteve que o maior valor de *CC[E]* foi de $4,07 \times 10^{-3}$ mSv/Gy·100⁻¹ mAs, para a profissional IMC menor (M10_H10) de frente a mesa e sem proteção. Já as posições de costas ao *gantry* teve uma faixa de variação de 71% a 75% nos valores dependendo do IMC da profissional. Vale ressaltar que nessa posição de costas o profissional não consegue realizar o auxílio clínico e médico necessário no paciente.

Ao investigar o uso do escudo, nesses diferentes cenários observa-se que os valores de doses *CC[E]* variaram reduziram 52% a 70% se comparado com as situações sem proteção, sendo que essa variação ocorre de acordo com o IMC da profissional e a sua posição/direção. Com o escudo houve uma redução significativa nos valores das doses nos órgãos, em

especial, aqueles que estão localizados no tronco, ou seja, parte do pescoço, tórax e abdômen. Assim é importante a recomendação da sua utilização na TC, uma vez que não é utilizado no dia a dia.

Ao investigar os modelos de aventais abertos nas costas e pernas, e o austral fechado (envolvente), nota-se que a eficiência desses equipamentos variou de acordo com a posição e direção da profissional em relação a fonte de radiação (*gantry*) e o paciente. Na posição frente ao *gantry*, obteve uma variação de 7% a 14% nos valores de $CC[E]$ entre os dois modelos de austral, atribuída à abertura lateral presente no austral aberto, que permite maior entrada de radiação.

O maior valor de $CC[E]$ com austral aberto foi de $3,47 \times 10^{-3}$ mSv/Gy· 100^{-1} mAs, na condição da profissional com menor IMC e de costas à mesa. Neste mesmo cenário, o austral fechado teve uma redução de aproximadamente 56%. Desta forma, os resultados desta tese demonstram que o austral fechado apresenta desempenho melhor se comparado com o austral aberto. Percebe-se que para o austral fechado os valores de $CC[E]$ foram aproximadamente 94% menores, se comparado com as situações sem nenhuma proteção.

Como a profissional com IMC menor (M10_10) obteve maiores valores, e em especial estando posicionada na frente do *gantry* e virado para a mesa, foi simulado um corte de TC de tórax, com a profissional vestida com o austral fechado (envolvente) e o escudo suspenso, para investigar o conjunto dessas proteções neste cenário mais crítico. Desta maneira, os resultados mostram uma redução de aproximadamente 98% nos valores de doses equivalentes e efetiva, se comparada com a situação sem nenhuma proteção. Com isso, percebe-se a importância de utilizar todos os recursos de proteção radiologia disponível. Mesmo não simulando os equipamentos de protetor de tireoide e óculos (não foi o foco do trabalho), sabe-se da importância desses equipamentos para a proteção dos olhos e tireoide. Sendo assim, um estudo futuro, para investigar a influência dos modelos na dose de radiação no profissional nas posições e rotações estudadas, uma vez pode ser encontrado diversos modelos de equipamentos disponíveis no mercado.

De maneira geral, essa tese destaca a importância do estudo e da avaliação dosimétrica de profissionais com diferentes índices de massa corporal (IMC) ao acompanhar e realizar assistência ao paciente durante o exame de TC. Nota-se que a influência da posição e direção da profissional em relação ao *gantry* e ao paciente, na exposição à radiação. Além disso, conclui-se que o IMC influencia nas doses recebidas, e no cenário investigado, a

profissional com menor IMC recebeu maiores valores de radiação. Também, ressalta a importância de utilização de equipamentos individuais adequados à situação clínica e à posição do profissional. Os resultados obtidos e a realização deste trabalho contribuíram para conhecer a exposição ocupacional dos profissionais durante o exame de TC, considerando as suas características corporais (IMC), sua forma de posicionar e de utilizar os equipamentos de proteção individual. Por fim, é importante ressaltar a necessidade de realização educação continuada e treinamentos aos profissionais, de forma a abordar os riscos da exposição à radiação e as melhores práticas de proteção, a fim de garantir menores doses de exposição e maximizar a sua segurança ocupacional.

REFERENCIAL BIBLIOGRÁFICO

AAPM. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. AAPM Task Group 111 (AAPM Report 111). American Association of Physicists in Medicine; 2010.

AAPM. The design and use of the ICRU/AAPM CT radiation dosimetry phantom: an implementation of AAPM report 111. In: DM Bakalyar, E Angel, KL Boedeker, eds. The Report of AAPM Task Group 200. AAPM; 2020.

AL-HAJ, A.N., LOBRIGUITO, A.M., LAGARDE, C.S. Occupational doses during the injection of contrast media in pediatric CT procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v.103, p.169–172, 2003. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006129>

ARCHER, B.R. History of the shielding of diagnostic x-ray facilities. **Health Physics**, v.69, n.5, p.750-758, 1995. <https://doi.org/10.1097/0004032-199511000-00009>

BALONOV, M.I., SHRIMPTON, P.C. Dose eficaz e riscos de procedimentos médicos de raio-x. Anais do ICRP, v.41 (3–4), p.129-141, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2012.06.002>

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**, v.784, p.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**, v.18, p.835-845, 2017. <https://doi.org/10.5811/westjem.2017.5.34152>

BIEGALA, M., MARCIN, B., KRYSTIAN, S., TERESA, J., JOANNA D. Analysis of dose distribution around a computed tomography scanner in terms of exposure to scattered ionizing radiation of caregivers of pediatric patients. **International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health**, v.37(3), p.326-334, 2024. <https://doi.org/10.13075/ijomeh.1896.02386>

BOONE, J.M. Method for evaluating bow tie filter angle-dependent attenuation in CT: theory and simulation results. **Medical Physics**, v.37(1), p.40-8, 2010. <https://doi.org/10.1118/1.3264616>

BRENNER, D.J., ELLISTON, C., HALL, E., BERDON, W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. **American Journal of Roentgenology**, v.176, p.289-296, 2012. <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/ajr.176.2.1760289>

BRIESMEISTER, J.F. MCNP 4^a. Monte Carlo N-Particle Transport System. Los Alamos. New Mexico: Los Alamos National Laboratory, 1993.

BRODY, A.S., FRUSH, D.P., HUDA, W., BRENT, R.L. American Academy of Pediatrics Section on Radiology. Radiation risk to children from computed tomography. **Pediatrics**. v.120(3), p.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 of Medical Imaging, Philadelphia: Wolters Kluwer Health, Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, v.3(1), p.101-115, 2009. <https://doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p101-115>

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

CASSOLA, V.F., MILIAN, F.M., KRAMER, R.C., DE OLIVEIRA LIRA, A., KHOURY, H.J. Standing adult human phantoms based on 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of male and female Caucasian populations, **Physics in Medicine and Biology**, v.56(1), p.3749-3772, 2011. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/13/002>

CHEON, B.K., KIM, C.L., KIM, K.R., KANG, M.H., LIM, J.A., WOO, N.S., RHEE, K.Y., KIM, H.K., KIM, J.H. Radiation safety: a focus on lead aprons and thyroid shields in interventional pain management. **The Korean Journal of Pain**, v.31(4), p.244-252, 2018. <https://doi.org/10.3344/kjp.2018.31.4.244>

CLARKE, R.H., VALENTIN, J. The History of ICRP and the Evolution of its Policies. **Annals of the ICRP. ICRP Publication 109**, v.39(1), p.75–110. <https://doi/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: <https://www.gov.br/cnen/pt-br/acesso-rapido/normas/grupo-3/NormaCNENNN3.01.pdf>

CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Norma NN 3.01. Requisitos básicos de radioproteção e segurança radiológica de fontes de radiação. Resolução nº 323/24, Rio de Janeiro, 2024. Disponível em: <https://www.gov.br/cnen/pt-br/acesso-rapido/normas/grupo-3/NormaCNENNN3.01.pdf>

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

COSTA, P.R., NERSISSION, D.Y., UMISEDO, N.K., GONZALES, A.H.L., FERNÁNDEZ-VAREA, J.M., 2022. A comprehensive Monte Carlo study of CT dose metrics proposed by

the AAPM Reports 111 and 200. *Medical Physics*, v.49(1), p.201-218,<https://doi.org/10.1002/mp.15306>

CRISTY, M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. U.S. Nuclear Regulatory Commission Rep., NUREG/CR-1159, Also Oak Ridge National Laboratory Rep., ORNL/NUREG/TM-367, 1980.
<https://doi.org/10.2172/5308345>

DE MATTIA, C., CAMPANARO, F., ROTTOLI, F., COLOMBO, P.E., POLA, A., VANZULLI, A. TORRESIN, A. Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications. *European Radiology Experimental*, v.4, 2020.
<https://doi.org/10.1186/s41747-019-0130-5>

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. *Medical Physics*, v.38(8), p.4723-4736, 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. *Physics in Medicine & Biology*, v.50, p.1047-1070, 2005.<https://doi.org/article/10.1088/0031-9155/50/6/002>

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>

FINKELSTEIN, M.M., Is brain cancer an occupational disease of cardiologists? *Canadian Journal of Cardiology*, v.14, p.1385–1388.1998.

FUJIBUCHI, T., NAKASHIMA, M., ARAKAWA H., MIYAZAKI H., ANAM C. Evaluation of radiation protection effectiveness in a cardiac angiography room using visualized scattered radiation distribution. *Journal of Radiological Protection*, v.44(3), 2024.
<https://doi.org/10.1088/1361-6498/ad6d75>

FUKUSHIMA, K., MATSUBARA, K., TANABE, M., ITO, H. Eye lens dose for medical staff assisting patients during computed tomography: comparison of several types of radioprotective glasses. *Journal of Radiological Protection*, v.43(2). 2023.<https://doi.org/10.1088/1361-6498/accf1>

GILCHRIST, T. C. A case of dermatitis due to the X-rays. 1897.

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. **Physics in Medicine and Biology**, v.54, p.2699–2717, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/9/007>

HAN, X., FAN, Y., ALWALID, O., LI, N., JIA, X., YUAN, M., LI, Y., CAO, Y., GU, J., WU, H., SHI, H. Six-month Follow-up Chest CT Findings after Severe COVID-19 Pneumonia. **Radiology**, v.299(1), p.E177-E186. 2021. <https://doi.org/10.1148/radiol.2021203153>

HEILMAIER, C., MAYOR, A., ZUBER, N., FODOR, P., WEISHAUPP, D. Improving Radiation Awareness and Feeling of Personal Security of Non-Radiological Medical Staff by Implementing a Traffic Light System in Computed Tomography. **Rofo**. v.188, p.280-287. 2016. <https://doi.org/10.1055/s-0041-110450>

HONG, S.W., KIM, T.W., KIM, J.H. Radiation exposure to the back with different types of aprons. **Radiation Protection Dosimetry**, v.193(3-4), p.185-189. 2021. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncab044>

HOUNSFIELD, G. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. **The British Journal of Radiology**, v.46(552), p.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., Hu, X., Chen, J., Liu, B. Use of chest CT in combination with negative RT-PCR assay for the 2019 novel coronavirus but high clinical suspicion. **Radiology**, v.295(1), p.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.

ICRP 103. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication n° 103, 2007.

ICRP 26. International Comission On Radiological Protection. “The ALARA principle”, Publication n° 26, 1977

ITO, H., MATSUBARA, K., KOBAYASHI I., SAKAI, T., ISOBE, T., YANAGAWA, N., OCHI, S. Usefulness of a lead-acrylic shield for reducing lens dose of assistant in x-ray CT examination. **Journal of Radiological Protection**, v.42(2). 2022. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/ac7919>

ITO, H., MATSUBARA, K., KOBAYASHI I., SAKAI, T., ISOBE, T., YANAGAWA, N., OCHI, S Relationship between assistant's lens exposure and dose information during computed tomography examinations. **Journal of Radiological Protection**, v.44(2), 2024 <https://doi.org/10.1088/1361-6498/ad4903>

JAIMAN, A., PRAKASH, J., CHOPRA, R.K., NEOGI, D.S. Time to Look for Ergonomically Viable Designs of Radiation Protection Aprons and Thyroid Shields in Orthopedic Surgery: A Survey of 416 Orthopedic Surgeons. **Cureus**, v.15(11), p.e48426, 2023. <https://doi.org/10.7759/cureus.48426>

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

KNOL, G.F. Radiation Detection and Measurement (John Wiley & Sons, Hoboken), 3^a ed. 1999.

KNOL, G.F. Radiation Detection and Measurement (John Wiley & Sons, Hoboken), 4^a ed. 2011

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**, v.5, p.148-155, 2012. <https://doi.org/10.1007/s12194-012-0148-3>

KOMIYA, R., ISHITSUKA, R., OTA, J., HIGASHIDA, R., KAWASAKI, T., MASUDA, Y. [Measurement of Absorbed Dose in the Air in X-ray CT Examination Rooms Using a Special Protective Shield for CT]. **Nihon Hoshasen Gijutsu Zasshi**(Japanese), v.78(11), p.1341-1348, 2022. <https://doi.org/10.6009/jjrt.2022-1313>

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, GSF National Research for Environment and Health. Neuherberg, Germany, 1982.

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. **Physics in Medicine & Biology**, v.55, p.339–363, 2010. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/2/002>

LIMA, R.D.S., AFONSO, J.C, PIMENTEL, L.C.F. Raios-X: fascinação, medo e ciência. **Química Nova**, v.32(1), p. 263-270, 2008. <https://doi.org/10.1590/S0100-40422009000100044>

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. **Radiation Research**, v.174(6b), p.793-808, 2010. <https://doi.org/10.1667/RR2014.1>

LOPES, R.B., NETO. J.R.T.V., SILVA, T.B. “Reducing Radiation Exposure in Diagnostic Imaging: The Case for Lead-Protective PPE”. **Asian Journal of Biotechnology and Bioresource Technology**, v.11(3), p.145–152, 2025. <https://doi.org/10.9734/ajb2t/2025/v11i3249>

LUGER, A.K., SONNWEBER, T., GRUBER, L., SCHWABL, C., CIMA, K., TYMOSZUK, P., GERSTNER, A.K., PIZZINI, A., SAHANIC, S., BOEHM, A., COEN, M., STROLZ,

C.J., WÖLL, E., WEISS, G., KIRCHMAIR, R., FEUCHTNER, G.M., PROSCH, H., TANCEVSKI, I., LÖFFLER-RAGG, J., WIDMANN, G. Chest CT of Lung Injury 1 Year after COVID-19 Pneumonia: The CovILD Study. **Radiology**, v.304(2), p.211670, 2022. <https://doi.org/10.1148/radiol.211670>

LUO, J., WANG, Q., LIU, W., LIAO, H., QING, W., ZHANG, M., TANG, D., LUO, G., ZHAO, H. Computed tomography provides a “one-stop-shop” targeted analysis for coronary artery calcification and osteoporosis: a review. **Frontiers in Endocrinology**, v.16, p.1356831, 2025. <https://doi.org/10.3389/fendo.2025.1356831>

MACHADO, T.M.P., SILVA, M.F., OLIVEIRA, E.L., TOBIAS, I.P., SANTOS, W.S., NEVES, L.P., PERINI, A.P. Computational assessment of occupational exposure during hepatic chemoembolization. **Radiation Physics and Chemistry**, v.226, 2025, <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.112296>

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 Ver 1(Washington: Pacific North West National Laboratory), 2011.

MCKENNEY, S.E., NOSRATIEH, A., GELSKY, D., YANG, K., HUANG, S.Y., CHEN, L., BOONE, J.M., Experimental validation of a method characterizing bow tie filters in CT scanners using a real-time dose probe. **Medical Physics**, v.38(3), p.1406-15, 2011. <https://doi.org/10.1118/1.3551990>

MCMILLAN, K., MCNITT-GRAY, M., RUAN, D. Development and validation of a measurement-based source model for kilovoltage cone-beam CT Monte Carlo dosimetry simulations. **Medical Physics**, v.40(11), p.111907, 2013. <https://doi.org/10.1118/1.4823795>

MIYAJIMA, R., FUJIBUCHI, T., MIYACHI, Y., TATEISHI, S., UNO, Y., AMAKAWA, K., OHURA, H., ORITA, S. Effective Techniques to Reduce Radiation Exposure to Medical Staff during Assist of X-ray Computed Tomography Examination. **Japanese Journal of Radiological Technology**, v.74(4), p.326–334, 2018. https://doi.org/10.6009/jjrt.2018_JJRT_74.4.326

MOONEY, R.B., McKINSTRY, C.S., KAMEL, H.A. Absorbed dose and deterministic effects to patients from interventional neuroradiology. **British Journal of Radiology**, v.73, p.745–51, 2000. <https://doi.org/10.1259/bjr.73.871.11089467>

MORI, H., KOSHIDA, K., ISHIGAMORI, O., MATSUBARA, K. Investigation of qualitative and quantitative factors related to radiological exposure to nursing staff during computed tomography examinations. **Health Physics**, v.107, p.S202-S210, 2014. <https://doi.org/10.1097/HP.0000000000000186>

NA, Y.H., ZHANG, B., ZHANG, J., CARACAPPA, P.F., XU, X.G. Deformable adult human phantoms for radiation protection dosimetry: anthropometric data representing size

distributions of adult worker populations and software algorithms. **Physics in Medicine & Biology**, v.55, p.3789–3811, 2010. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/13/015>

NAGAMOTO, K., MORITAKE, T., NAKAGAMI, K., MOROTA, K., MATSUZAKI, S., NIHEI, S., KAMOCHI, M., KUNUGITA, N. Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. **Heliyon**, v.7, p.e06063- e06074, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2021.e06063>

NAGAMOTO K., MORITAKE, T., KOWATARI M., MOROTA, K., NAKAGAMO, K., MATSUZAKI, S., NIHEI, S.I., KAMOCHI M., KUNUGITA, N. Occupational radiation dose on the hand of assisting medical staff in diagnostic CT scans. **Radiation Protection Dosimetry**, v.199(15-16), p,1774-1778, 2023 . <https://doi.org/10.1093/rpd/ncad028>

NAGAMOTO, K., KAWACHINO, T., SUETSUGU, Y., URASAKI, R., TOKUMOTO, S., KOHAZAKI, M., NIHEI, S.I., OKAZAKI, R. Evaluation of occupational radiation exposure and influencing factors for healthcare workers during diagnostic computed tomography imaging. **Radiation Protection Dosimetry**, v.201(7), p.522-531, 2025. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncaf049>

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

OKUNO, E., YOSHIMURA, E.M. Física das radiações. Oficina de Textos,2010.

OKUNO, E. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia. **Estudos Avançados**, v.27(77), p.185–200. 2013. <https://doi.org/10.1590/S0103-40142013000100014>

OLIVEIRA, E.L., SILVA, M.F., SANTOS, W.S., NEVES, L.P., PERINI, A.P. Dosimetric assessment of occupational exposure during percutaneous nephrolithotomy using Monte Carlo simulation. **Radiation Physics and Chemistry**, v.236, 2025. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2025.112914>

OSANAI, M., SATO, H., SATO, K., KUDO, K., HOSODA, M., HOSOKAWA, S., KITAJIMA, M., TSUSHIMA, M., FUJITA, A., HOSOKAWA, Y. Occupational Radiation Dose, Especially for Eye Lens: Hp(3), in Medical Staff Members Involved in Computed Tomography Examinations. **Applied Sciences**, v.11, p.4448, 2021. <https://doi.org/10.3390/app11104448>

OTA, J., YOKOTA, H., KAWASAKI, T., TAOKA, J., KATO, H., CHIDA, K., MASUDA, Y., UNO, T. Evaluation of Radiation Protection Methods for Assistant Staff during CT Imaging in High-energy Trauma: Lens Dosimetry with a Phantom Study. **Health Physics**, v.120(6), p.635-640, 2021. <https://doi.org/10.1097/HP.0000000000001391>

OVERHOFF, D., WEIS, M., RIFFEL, P., SUDARSKI, S., FROELICH, M. F.; FRIES, P.; SCHONBERG, S., GAWLITZA, J. Radiation dose of chaperones during common pediatric computed tomography examinations. **Pediatric Radiology**. v.50, p.1078-1082, 2020. <https://doi.org/10.1007/s00247-020-04681-6>

PALM, F., NELSON, F. The importance of medical staff placement in CT examination rooms a study of the scattered radiation doses in CT examination rooms in Da Nang (Vietnam): School of Health and Welfare, Jonkoping University.2017. <http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:1117348/FULLTEXT01.pdf>.Access in Sept. 2021

PEARCE, M.S., SALOTTI, J.A., LITTLE, M.P., MCHUGH, K., LEE, C., KIM, K.P., HOWE, N.L., RONCKERS, C.M., RAJARAMAN, P., SIR CRAFT, A.W., PARKER, L., BERRINGTON DE GONZÁLEZ, A. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leucemia an brain tumours: a retrospective cohort study. **The Lancet**, v.380, p.499-505, 2012. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60815-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60815-0)

PERCUOCO, R. Plain radiographic imaging. In: Clinical Imaging. 3rd. ed. Elsevier, 2014.

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**, v.155, p.9-16, 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. **Radiation Research**, v.146, p.1- 27, 1996.

PISANO, E.D., YAFFE, M.J. Digital mammography. **Radiology**, v.234, p.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.660, Brasília, 2022.

REHANI, M.M.; HAUPTMANN, M. Estimates of the number of patients with high cumulative doses through recurrent CT exams in 35 OECD countries. **Physica Medica**, v.76, p.173–176. 2020. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.07.014>

SCHULTZ, C.H., FAIRLEY, R., MURPHY, L.S., DOSS, M. The Risk of Cancer from CT Scans and Other Sources of Low-Dose Radiation: A Critical Appraisal of Methodologic Quality. **Prehospital and Disaster Medicine**, v.35(1), p.3–16, 2020. <https://doi.org/10.1017/s1049023x1900520x>

SHAFIEE, M., RASHIDFAR, R., ABDOLMOHAMMADI, J., BORZOUEISILEH, S., SALEHI, Z., DASHTIAN, K. A study to assess the knowledge and practice of medical professionals on radiation protection in interventional radiology. **Indian Journal of Radiology and Imaging**, v.30, p.64-9, 2020. https://doi.org/10.4103/ijri.IJRI_333_19

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. <https://doi.org/10.5281/zenodo.3460471>

SILVA, M.F.E., SOUZA, P.S., NEVES, L.P., PERINI, A.P. Doses nos Pacientes com COVID-19 Submetidos a Tomografia Computadorizada: Revisão da Literatura. In: XIII SEB Simpósio de Engenharia Biomédica, 2021. XIII SEB, 2021.

SILVA, M.F., CAIXETA, A.L.O., SOUZA, S.P., TAVARES, O.J., COSTA, P.R., SANTOS, W.S.P., NEVES, L., PERINI, A.P. A dosimetric study of occupational exposure during computed tomography procedures. **Radiation Physics And Chemistry**, v. 218, p. 111564-111564-9, 2024. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111564>

SMITH-BINDAMN, R., CHU, P.W., AZMAN F.H., STEWART, C., MALEKHEDAYAT M, ALBER, S., BOLCH, W.E., MAHENDRA, M., BERRINGTON DE GONZÁLEZ, A., MIGLIORETTI, D.L. Projected Lifetime Cancer Risks From Current Computed Tomography Imaging. **JAMA Internal Medicine**, v.185(6), p.710-719, 2025. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2025.0505>

SUZUKI, A., MATSUBARA, K., CHUSIN, T., SUZUKI, Y. Radiation doses to the eye lenses of radiologic technologists who assist patients undergoing computed tomography. **Radiological Physics and Technology**, v.14(2), p.167-172, 2021. <https://doi.org/10.1007/s12194-021-00613-7>

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

TUNG, C.J., LEE, C.J., TSAI, H.Y., TSAI, S.F., CHEN, I.J. Body size-dependent patient effective dose for diagnostic radiology. **Radiation Measurements**, v.43, p.1008-1011, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.11.028>

TURNER, A.C., ZHANG, D., KIM, H.J., DEMARCO J.J., CAGNON, C.H., ANGEL, E., CODY, D.D., STEVENS, D.M., PRIMAK, A.N., MCCOLLOUGH, C.H., MCNITT-GRAY, M.F.A method to generate equivalent energy spectra and filtration models based on measurement for multidetector CT Monte Carlo dosimetry simulations. **Medical Physics**, v.36(6), p.2154-64, 2009. <https://doi.org/10.1118/1.3117683>

THEUMANN, N.H., VERDUN, F.R., VALLEY, J.F., CAPASSO, P., SCHNYDER, P., MEULI, R.A. Radiation doses delivered to radiologists during contrast-enhanced helical-CT examinations. **European Radiology**, v.9, p.1919–1922, 999. <https://doi.org/10.1007/s003300050949>

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

VAÑO, E., GONZALEZ, L., BENEYTEZ, F., MORENO, F. Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. **British Journal of Radiology**, v.71, p.728–733, 1998. <https://doi.org/10.1259/bjr.71.847.9771383>

WERNER, C., BULL, J., SOLOMON, C., BROWN, F., MCKINNEY, G., RISING, M., DIXON, D., MARTZ, R., HUGHES, H., COX, L., ZUKAITIS, A., ARMSTRONG, J., FORSTER, R., E CASSWELL, L. MCNP Version 6.2 Release Notes.2018. <https://doi.org/10.2172/1419730>

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.

ZAIDI, H., XU, X.G. Computational anthropomorphic models of the human anatomy: The path to realistic Monte Carlo modeling in medical imaging. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v.9, p.471–500, 2007. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.9.060906.151934>

ZAIDI, H., TSUI, B.M.W. Review of Computational Anthropomorphic Anatomical and Physiological Models, **Proceedings of the IEEE**, v.97(12), p.1938–1953, 2009. <https://doi.org/10.1109/jproc.2009.2032852>

ZHANG, J., NA, Y.H., CARACAPPA, P.F., 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. **Physics in Medicine & Biology**, v.54, p. 5885-5908, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/015>

APÊNDICE I – TRABALHOS PUBLICADOS AO LONGO DO DOUTORADO

1. A dosimetric study of occupational exposure during computed tomography procedures (<https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111564>)
- 2.Computational assessment of occupational exposure during hepatic chemoembolization. (<https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.112296>)
- 3.Dosimetric assessment of occupational exposure during percutaneous nephrolithotomy using Monte Carlo simulation (<https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2025.112914>)
- 4.Monte Carlo evaluation of occupational exposure during uterine artery embolization (<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.04.019>).
- 5.Computational dosimetry in a pediatric i-CAT procedure using virtual anthropomorphic phantoms (<https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.03.040>).