



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

CARLA DE JESUS SANTOS

Avaliação da exposição médica e ocupacional em procedimento cardíaco de radiologia intervencionista pediátrica utilizando modelagem computacional

UBERLÂNDIA, MG

2020

CARLA DE JESUS SANTOS

Avaliação da exposição médica e ocupacional em procedimento cardíaco de radiologia intervencionista pediátrica utilizando modelagem computacional

Dissertação de Mestrado apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos necessários à obtenção do Grau de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à Saúde.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

UBERLÂNDIA, MG

2020

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

S237 2020	Santos, Carla de Jesus, 1982- Avaliação da exposição médica e ocupacional em procedimento cardíaco de radiologia intervencionista pediátrica utilizando modelagem computacional [recurso eletrônico] / Carla de Jesus Santos. - 2020. Orientadora: Ana Paula Perini . Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.323 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações. 1. Engenharia biomédica. I. , Ana Paula Perini,1981-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. 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.ppgb@feelt.ufu.br - ppgb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 057, PPGE				
Data:	dois de março de dois mil e vinte	Hora de início:	15 horas	Hora de encerramento:	17h 40min
Matrícula do Discente:	11812EBI001				
Nome do Discente:	Carla de Jesus Santos				
Título do Trabalho:	Avaliação da exposição médica e ocupacional em procedimento cardíaco de radiologia intervencionista pediátrica utilizando modelagem computacional				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à Saúde				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Estudo computacional das doses envolvidas em exames de tomografia computadorizada para pacientes pediátricos				

Reuniu-se no Anfiteatro 50-A, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Selma Terezinha Milagre - FEELT/UFU; Túlio Augusto Alves Macedo - FAMED/UFU; Maria Rosângela Soares - UNIR; Ana Paula Perini - INFIS/UFU orientadora da candidata.

Iniciando os trabalhos a presidente da mesa, Dra. Ana Paula Perini, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, 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(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovada.

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

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

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

https://www.sei.ufu.br/sei/controlador.php?acao=documento_imprimir_web&acao_origem=arvore_visualizar&id_documento=2145262&infra_siste... 1/2

04/03/2020

SEI/UFU - 1894550 - Ata de Defesa - Pós-Graduação



Documento assinado eletronicamente por **Ana Paula Perini, Professor(a) do Magistério Superior**, em 02/03/2020, às 17:41, 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 Rosângela Soares, Usuário Externo**, em 02/03/2020, às 17:42, 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 **Selma Terezinha Milagre, Professor(a) do Magistério Superior**, em 02/03/2020, às 17:44, 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 **Túlio Augusto Alves Macedo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 02/03/2020, às 17:45, 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 1894550 e o código CRC 7F8799DA.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pelo dom da vida, por me permitir sonhar e por estar sempre comigo dando discernimento e sabedoria para realizar meus sonhos.

Agradeço a minha orientadora, Prof. Dra. Ana Paula Perini, pela oportunidade de realizar este trabalho, pelos ensinamentos, paciência, orientação e, sobretudo, por ser uma mulher inspiradora na vida e na ciência.

Ao professor e amigo Prof. Dr. Lucio Pereira Neves por suas valiosas contribuições e partilha de conhecimento.

À Universidade Federal de Uberlândia e ao PPGEB pelo o apoio técnico.

Aos professores do PPGEB, especialmente aos professores Dr. Alcimar Barbosa Soares e a Dra. Selma Terezinha Milagre pela oportunidade de tê-los como porta para aprimorar e adquirir mais conhecimento na minha carreira científica.

A Edson, secretário do PPGEB, pelos favores prestados.

Aos meus pais Maria de Lourdes e Gracino Pereira *in memoriam* por todo amor, por serem meus primeiros professores, e por serem minha base, fonte de inspiração e motivação para seguir em direção aos meus objetivos.

Aos meus filhos Luís Marcelo e Luísa Sophia, pela compreensão em todos os momentos, pelo o nosso amor recíproco e incondicional e, sobretudo, por serem minha dose diária de motivação e foco na construção do nosso futuro.

Agradeço a minha filha de 4 patas Yunni, por sempre me trazer paz e companhia.

Aos meus irmãos Lázaro Tauan, Eliana, Elieide e Elizete por fazerem parte da construção da minha história e por estarem sempre na torcida por meu sucesso.

Aos meus cunhados Marcos, Cássia, Norma, Manoel Lemos, Eduardo e Tatiana pelo companheirismo e incentivo.

Aos meus sobrinhos Cleondson, Jamile, Laisla Emanuele, Tamires Mirele, Herick Marley, Arthur César, Werisson, João Vitor, Daniela, Thaís, Vitor, Joab, Pedro Antônio e minha sobrinha neta e afilhada Aghata Maria pela amizade, cumplicidade, alegria, amor recíproco e desejo de ser o melhor que eu puder para com cada um de vocês.

Ao meu estimado esposo William de Souza Santos estendo meu amor e gratidão, por ser uma fonte grandiosa de inspiração e incentivo, por dividir comigo sua história e me ajudar a construir a nossa história e família.

A meus sogros Maria de Souza Santos e Manoel dos Santos Sobrinho *in memoriam* pelo carinho e amizade.

A Universidade Federal de Uberlândia, em especial, ao Núcleo de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica PPGEB.

Agradeço ao CNPq, Projetos UNIVERSAL CNPq nº 421603/2016-0 e 420699/2016-3 e a à FAPEMIG Projetos Demanda UNIVERSAL FAPEMIG nº APQ-02934-1 e APQ-03049-15.

Aos amigos Walmir Belinato, Renata Patrícia, Vera Belinato, Eriomar, Micksilane, Elane, Eraldo, Ideilton, Silvana, Santil, Tati, Douglas pelo o apoio e pela amizade.

“O temor do Senhor é o início da sabedoria. Ela faz florescer a paz, a saúde, o amor e a ciência - Eclesiástico 1”

RESUMO

Neste trabalho, foram modelados cenários de exposição de cardiologia intervencionista pediátrica, usando simuladores antropomórficos virtuais de 10 anos de idade, para representarem pacientes pediátricos dos gêneros feminino e masculino, com anomalia cardíaca. Os médicos cardiologistas, posicionados a 20 cm do lado direito do paciente, foram representados por simuladores antropomórficos virtuais adultos dos gêneros masculino (MASH3) e feminino (FASH3). Foram simulados 198 cenários de exposição compostos, simultaneamente, por um simulador adulto de pé e um simulador pediátrico, deitado sobre uma cama, ambos acoplados ao código de transporte de radiação MCNPX 2.7.0. A avaliação das exposições médicas e ocupacionais foi realizada usando seis projeções de feixe, comumente empregadas em procedimentos angiográficos, com o equipamento de raios-X operando com tensões no tubo de 60, 70 e 80 kVp e filtração de 3,0mm Al + 0,1mmCu. Quanto ao uso ou não de equipamentos de proteção individuais (EPIs) e equipamentos de proteção suspensos pelos profissionais, foram avaliados nove tipos de cenários de exposição. Um comportamento geral dos coeficientes de conversão de dose equivalente ($CC[H_T]$) e dose efetiva ($CC[E]$) para exposição médica e ocupacional é que eles aumentaram com o aumento da tensão do tubo. Os órgãos do paciente com as maiores contribuições para dose efetiva foram o cólon, pulmão, esôfago, estômago e fígado. O valor médio máximo de $CC[E]$ para o paciente foi de $2,3E-01$ mSv/Gy.cm² (80 kVp), que é maior que os resultados da literatura para pacientes pediátricos, que foram obtidos por simuladores antropomórficos matemáticos. Os resultados para os médicos dependem do uso ou não de equipamentos de proteção. Quando os profissionais utilizam EPIs e protetores suspensos, o valor médio máximo de $CC[E]$ foi de $4,6E-02$ μSv/Gy.cm². Por outro lado, se o avental de chumbo, o protetor lateral suspenso e a cortina de chumbo, anexa à mesa cirúrgica, não forem utilizados, o aumento médio nos valores de $CC[E]$ foi de 1925%, 383%, 168%, respectivamente. Outro dado importante é que 35% da exposição ocupacional pode ser atribuída a radiação incidente nos órgãos e tecidos dos profissionais pelas cavidades laterais do avental e, por isso, este estudo recomenda que os profissionais utilizem aventais mais fechados. Além destes resultados, foram avaliados dois modelos de protetores faciais (F1 e F2) e um óculos plumbífero (M1). Os resultados obtidos mostraram que a utilização dos protetores faciais pode reduzir o $CC[H_T]$ em até 89%. No entanto, a utilização do modelo de óculos M1, comparado com o modelo de referência, em média, não foi eficiente na redução da exposição da lente dos olhos dos médicos. Além dos coeficientes de conversão, neste estudo foi determinada uma distribuição 3D da radiação espalhada no interior da sala e, assim, é possível fornecer aos profissionais um recurso visual que possibilite a adoção de uma posição mais segura durante procedimentos de cardiologia intervencionista.

Palavras-chave: Simulação Monte Carlo, cardiologia intervencionista pediátrica, dosimetria, exposição médica e ocupacional, simuladores antropomórficos virtuais.

ABSTRACT

In this work, we modeled some pediatric interventional cardiology exposure scenarios using 10-year-old virtual anthropomorphic phantoms to represent a female and a male pediatric patient with cardiac anomaly. The cardiologists were positioned at 20 cm on the right side of the patient, and were represented by a male (MASH3) and a female (FASH3) adult anthropomorphic phantom. A total of 198 exposure scenarios were simulated, comprising an adult standing phantom and a pediatric phantom lying on a bed, both coupled with the MCNPX2.7.0 radiation transport code. The evaluation of occupational and medical exposures was performed using six beam projections, commonly employed in angiographic procedures, with X-ray equipment operating with tube voltages of 60, 70 and 80 kVp, and using a total filtration of 3.0mm Al + 0.1mmCu. We also evaluated the protective personal equipment (PPE) and suspended protective equipment used by professionals, and for this purpose nine types of exposure scenarios were considered. A general behavior of conversion coefficients for equivalent ($CC[H_T]$) and effective ($CC[E]$) doses for occupational and medical exposure is that they increase with increasing in the tube voltage. The patient's organs with the largest contributions to the effective dose were the colon, lung, esophagus, stomach, and liver. The maximum average $CC[E]$ value for the patient was $2.3E-01 \text{ mSv/Gy.cm}^2$ (80 kVp), which is higher than the literature results for pediatric patients, which were obtained using mathematical anthropomorphic phantoms. Results for the medical staff depend if the protective equipment are used. When professionals use PPE and suspended lead glass shield, the maximum average $CC[E]$ value is $4.6E-02 \text{ } \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$. On the other hand, if the lead apron, the suspended lateral protector and the lead curtain, attached to the operating table, are not used, the average increase in $CC[E]$ is 1925%, 383%, 168%, respectively. Another important fact is that 35% of occupational exposure may be attributed to radiation that reaches the organs and tissues of professionals through the lateral cavities of the lead apron and, therefore, this study recommends that professionals use more adjusted aprons. In addition to these results, two models of face protectors (F1 and F2) and one lead eyewear (M1) were evaluated. The results showed that the use of face protectors may reduce the $CC[H_T]$ values by up to 89%. However, using the M1 lead eyewear model, compared to the reference model, on average was not effective in reducing the exposure of physician's eye lens. In addition to the conversion coefficients, a 3D distribution of the scattered radiation inside the room was obtained and, thus, it is possible to provide to the professionals a visual resource that enables the adoption of a safer position during interventional cardiology procedures.

Keywords: Monte Carlo simulation, pediatric interventional cardiology, dosimetry, occupational and medical exposure, virtual anthropomorphic phantoms.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Evolução histórica da representação computacional da anatomia humana (Adaptada de ZAID <i>et al.</i> , 2009).	15
Figura 2.2. Imagens dos simuladores antropomórficos estilizados pediátricos. Figura reproduzida de (CRISTY, 1980; CRISTY e ECKERMAN, 1987).	17
Figura 2.3. Visão frontal dos simuladores antropomórficos pediátricos da família UF: 9 meses - masculino (A), 4 anos - feminino (B), 8 anos -feminino (C), 11 anos - masculino (D), 14 anos - masculino (E).Figura reproduzida de (LEE <i>et al.</i> , 2005).	17
Figura 2.4. Simulador feminino adulto gestante de 3, 6 e 9 meses. Figura reproduzida de (XU <i>et al.</i> , 2007).	18
Figura 2.5. Simuladores antropomórficos virtuais desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco: (A) 1 ano (10,25 kg e 0,76 m), (B) 5 anos - masculino (19,13 kg e 1,09 m), (C) 5 anos - feminino (19,13 kg e 1,09 m), (D) 10 anos - masculino (32,34 kg e 1,38 m), (E) 10 anos - feminino (32,34 kg e 1,38 m), (F) MASH3 – masculino (73 kg e 1,76 m) e (G) FASH3 – feminino (60 kg e 1,63 m). (CASSOLA <i>et al.</i> , 2010; CASSOLA <i>et al.</i> , 2013; de MELO LIMA <i>et al.</i> , 2011).	18
Figura 2.6. Esquema do efeito fotoelétrico (Adaptada de BUSHBERG <i>et al.</i> , 2012).	20
Figura 2.7. Esquema do efeito Compton (Adaptada de BUSHBERG <i>et al.</i> , 2012).	21
Figura 2.8. Ilustração da posição da medição do PDA. Fonte: autora.	26
Figura 2.9. Principais componentes de um equipamento de raios-X utilizando em CI. Fonte: autora.	29
Figura 2.10. Exemplos de projeções laterais: (LAO30°, LAO90°, RAO60°, AP e PA) e craniocaudal: (CRAN30° e CAUD30°). Fonte: autora.	31
Figura 3.1. Massa corpórea e altura dos simuladores antropomórficos virtuais utilizados neste trabalho: (A) 10 anos macho (30.54 kg e 1.38 m), (B) 10 anos fêmea (30.95 kg e 1.38 m), (C) MASH3 macho (73 kg e 1.76 m) e) e (D) FASH3 fêmea (60 kg e 1.63 m). (Figura adaptada de CASSOLA <i>et al.</i> , 2010; CASSOLA <i>et al.</i> , 2013; de MELO LIMA <i>et al.</i> , 2011)	32
Figura 3.2. Cenário de exposição computacional com detalhes dos principais equipamentos de proteção individual (EPIs) e dos componentes do equipamento de raios - X utilizado em um procedimento de CI. Fonte: autora.	34
Figura 3.3. Vista frontal e de topo dos modelos de óculos e protetores faciais avaliados neste estudo: (A) modelos de óculos plumbíferos de referência , (B) modelo de óculos M1 e dois protetores faciais (C) F1 e (D) F2. Todos esses dispositivos têm espessura equivalente a 0,5 mmPb. Fonte: autora.	35
Figura 4.1. Vista 2-D da fluência de fótons (MeV/cm ² /partícula) no interior da sala de CI em função da projeção do feixe: (A) Cenários com EPIs, protetores suspensos e cortina de chumbo e (B) sem nenhuma proteção.	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1. Fatores de peso tecidual (w_T) de órgãos e tecidos com importância dosimétrica (ICRP 103, 2007).	25
Tabela 2.2. Limites de doses para indivíduos ocupacionalmente exposto (IOE) e do público estabelecidos pela ICRP 103 (ICRP 103, 2007).	26
Tabela 2.3. Estudos dosimétricos experimentais e teóricos em CI adulta e pediátrica.....	28
Tabela 4.1. CC[E] (mSv/Gy.cm^2) para exposições médicas, calculados para os simuladores antropomórficos virtuais pediátricos de 10 anos de idade. As incertezas estatísticas estão apresentadas entre parênteses (%).	40
Tabela 4.2. Valores médios de CC[E] ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para exposições ocupacionais determinadas para o MASH3 e FASH3, em função da tensão do tubo, para paciente de 10 anos de idade. As incertezas estatísticas estão apresentadas entre parênteses (%).	42
Tabela 4.3. CC[E] ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) médio calculado para o simulador MASH3 e FASH3 para exposições ocupacionais para diferentes configurações e tensão do tubo de 80 kVp. As incertezas estatísticas são apresentadas no primeiro parênteses (%). O segundo parênteses apresenta a diferença percentual entre o valor da configuração estudada e o valor de referência..	44
Tabela 4.4. CC[E] e CC[H _T] ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para exposições ocupacionais calculados para o simulador antropomórfico MASH3 usando dois modelos de óculos (referência e M1), e dois protetores de face (F1 e F2) para tensão do tubo de 80 kVp. As incertezas são apresentadas no primeiro parênteses (%) e as diferenças percentuais em relação ao óculos de referência são apresentadas no segundo parênteses.	47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAUD30°	Projeção caudal em 30°
CC	Coeficiente de Conversão
CI	Cardiologia Intervencionista
CRAN30°	Projeção cranial em 30°
DEP	Dose de entrada na pele
DFS	Distância foco superfície
EPI	Equipamentos de proteção individual
FASH	<i>Female Adult meSH</i> (Simulador antropomórfico feminino adulto feito com superfícies MESH)
FDP	Função densidade de probabilidade
FOV	Campo de visão
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> (Comissão Internacional em Proteção Radiológica)
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> (Comissão Internacional sobre Unidades e Medidas da Radiação)
kVp	Pico de tensão aplicada ao tubo de raios-X
LAO45°	Projeção oblíqua anterior esquerda em 45°
LAO90°	Projeção oblíqua anterior esquerda em 90°
LET	<i>Linear Energy Transfer</i> (Transferência linear de energia)
MASH	<i>Male Adult meSH</i> (Simulador antropomórfico masculino adulto feito com superfícies MESH)
MCNPX	<i>Monte Carlo N-Particle eXtended</i>
MMC	Método Monte Carlo
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> (Conselho Nacional em Proteção e Medidas da Radiação)
PA	Postero-anterior
RAO45°	Projeção oblíqua anterior direita em 45°
RAO90°	Projeção oblíqua anterior direita em 90°
RI	Radiologia intervencionista

SUMÁRIO

1. CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO E OBJETIVOS.	12
2. CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS TEÓRICOS.	14
2.1. Simuladores antropomórficos computacionais adultos.	15
2.2. Simuladores antropomórficos computacionais pediátricos.	16
2.3. Método Monte Carlo.	19
2.4. Códigos computacionais de transporte de radiação.	19
2.5. Interação de raios-X com a matéria.	20
2.5.1 <i>Efeito Fotoelétrico.</i>	20
2.5.2 <i>Efeito Compton.</i>	21
2.6 Efeitos biológicos da radiação ionizantes.	21
2.7 Proteção radiológica.	22
2.8. Grandezas dosimétricas utilizadas neste estudo.	23
2.8.1 <i>Fluência.</i>	23
2.8.2 <i>Fluência energética.</i>	24
2.8.3 <i>Kerma.</i>	24
2.8.4 <i>Dose absorvida.</i>	24
2.8.5 <i>Dose equivalente.</i>	25
2.8.6 <i>Dose efetiva.</i>	25
2.8.7 <i>Produto dose-área (PDA).</i>	26
2.9. Coeficientes de conversão (CC).	27
2.10. Cenário típico de cardiologia intervencionista.	29
2.11 Nomenclatura das projeções de feixe comuns em CI.	30
3. CAPÍTULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS.	32
3.1. Simuladores antropomórficos virtuais.	32
3.2. Parâmetros radiográficos avaliados.	33
3.3. Código de transporte de radiação MCNPX (versão 2.7.0).	35
4. CAPÍTULO 4: RESULTADOS E DISCUSSÕES.	38
4.1 <i>Avaliação da exposição médica.</i>	38
4.2 <i>Avaliação da exposição ocupacional.</i>	41
4.2.1 <i>Avaliação da eficiência dos EPIs e de protetores suspensos.</i>	43
4.2.2 <i>Avaliação da radiação espalhada no interior da sala de CI.</i>	48
5. CAPÍTULO 5: CONCLUSÕES.	50
TRABALHOS ORIGINADOS DURANTE O MESTRADO.	52
REFERÊNCIAS.	54
APÊNDICE A. Valores de CC[E] e CC[H_T] para pacientes e médicos.	64

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO E OBJETIVOS

A radiologia intervencionista (RI) é uma área da medicina que utiliza raios-X para formar imagens fluoroscópicas do interior do corpo do paciente. Utilizando um sistema de monitores de vídeos, a equipe médica acompanha o trajeto do cateter até o local com suspeita de doença. Embora, sejam enormes os benefícios para o paciente, os procedimentos de RI podem ocasionar os maiores valores de dose no paciente (10 - 300 mSv), quando comparada com outras modalidades de imagem como radiografia convencional (0,02 - 10 mSv), tomografia computadorizada (5 - 20 mSv) e medicina nuclear (3 - 14 mSv). Como apontado na literatura (NRC, 2006), doses altas (até 300 mSv) podem ser atingidas durante procedimentos de angioplastias com colocação de *stents*, dilatação percutânea e procedimentos de biópsia. Os principais fatores dessa dose alta estão relacionados à complexidade do procedimento e ao longo tempo de fluoroscopia (FLETCHER *et al.*, 2003; MOONEY *et al.*, 2000). Considerando as doses efetivas na equipe médica, durante os procedimentos de RI, é possível encontrar na literatura os seguintes valores: cateterismo (0,02 - 38 μ Sv); intervenção coronária percutânea (0 - 31,2 μ Sv) e ablação (0,2 - 9,6 μ Sv) (PICANO *et al.*, 2012; KIM *et al.*, 2012).

A Cardiologia Intervencionista (CI) é um ramo da RI, no sentido em que utiliza a mesma tecnologia para guiar um cateter através do sistema circulatório humano. Mais especificamente, é uma modalidade de cardiologia que emprega tratamentos invasivos em cardiologia, normalmente baseados em cateteres. Embora seja muito mais comum em indivíduos adultos, os procedimentos em CI pediátrica estão crescendo em todo o mundo (HIJAZI *et al.*, 2008) e, estes estão associados a doenças cardíacas congênitas, como problemas estruturais decorrentes de malformação do músculo cardíaco ou dos principais vasos cardíacos.

Sabe-se que cerca de 7% da população infantil mundial (0 - 15 anos) apresentam algum tipo de anomalia congênita cardíaca (SAYED *et al.*, 2012). As causas podem ser desconhecidas, cromossômicas ou herança mendeliana. Panorama semelhante é encontrado nos EUA, que apresenta anualmente cerca de 40.000 recém-nascidos com defeitos cardíacos congênitos críticos, que requerem procedimentos intervencionistas no primeiro ano de vida. Estes procedimentos de tratamento normalmente podem evitar que as crianças sejam submetidas à cirurgia convencional (MARSHALL *et al.*, 2018).

Na RI, os estudos cardiovasculares são um dos mais amplamente utilizados. Embora, os benefícios sejam conhecidos, é importante observar que há riscos radiológicos envolvidos para os indivíduos expostos, que são mais perigosos quando considerados pacientes pediátricos. Eles têm órgãos e tecidos em estágio de desenvolvimento e têm uma expectativa de vida mais alta que

os adultos (KOTTOU *et al.*, 2018; UBEDA *et al.*, 2017). Nesse sentido, é essencial conhecer, com precisão, as doses de radiação recebidas por esses indivíduos, a fim de avaliar os riscos envolvidos. Para a equipe médica, as principais preocupações estão relacionadas ao alto número de procedimentos, o que geralmente requer um longo tempo de exposição. Outro fator agravante é a proximidade da equipe médica ao paciente e ao tubo de raios-X durante o procedimento.

Vários estudos foram realizados para investigar as doses para pacientes e, principalmente, para os profissionais que realizam rotineiramente procedimentos de RI. Além dos estudos experimentais, na literatura existe um grande número de artigos envolvendo simulação de Monte Carlo, abordando apenas a dosimetria de pacientes adultos (KIM *et al.*, 2012; SANTOS *et al.*, 2015; SANTOS *et al.*, 2018; WILDGRUBER *et al.*, 2018; HUO *et al.*, 2018; BORREGO *et al.*, 2017; SZUMSKA *et al.*, 2016; KOUKORAVA *et al.*, 2014; JOHNSON *et al.*, 2009; BOZKURT e BOR, 2007; SIISKONEN *et al.*, 2007) e, poucos estudos envolvendo pacientes pediátricos (SAYED *et al.*, 2012; MARSHALL *et al.*, 2018; HARBRON *et al.*, 2016; YAKOUMAKIS *et al.*, 2013; SCHULTZ *et al.*, 2013). Diferentemente desses estudos descritos na literatura, no presente trabalho foram avaliadas as exposições ocupacionais e médicas, considerando o médico e o paciente pediátrico no cenário computacional, usando a simulação de Monte Carlo.

O método Monte Carlo é uma ferramenta importante nas avaliações dosimétricas, principalmente, em estudos que envolvem a determinação da dose nos órgãos dos pacientes e da equipe médica (METROPOLIS *et al.*, 1949; PELOWITZ, 2011). Essa abordagem consiste basicamente em acoplar um objeto virtual antropomórfico a um código de transporte de radiação. Se os parâmetros radiográficos, que definem o espectro de raios-X e a geometria do feixe são bem conhecidos, os resultados dosimétricos podem superar as dificuldades da dosimetria com arranjos experimentais ou procedimentos de dosimetria *in vivo*.

Neste trabalho, foram utilizados dois objetos virtuais antropomórficos pediátricos e dois adultos para representar o paciente e o médico intervencionista, respectivamente. Os objetos virtuais antropomórficos foram desenvolvidos pelo Grupo de Dosimetria da Universidade Federal de Pernambuco, Brasil (CASSOLA *et al.*, 2010; DE MELO LIMA *et al.*, 2011, CASSOLA *et al.*, 2013), com base em dados antropométricos de crianças e adultos fornecidos pela ICRP 89 (ICRP, 2002).

O objetivo principal deste trabalho é determinar os coeficientes de conversão de dose equivalente (CC [H_T]) e dose efetiva (CC[E]) para o paciente e o profissional envolvido no procedimento de CI e avaliar a influência da configuração de um novo óculos plumbífero e de dois protetores faciais, utilizados pelo médico, nos resultados dosimétricos. Outro objetivo deste

estudo, é determinar a distribuição 3D da radiação espalhada no interior da sala, com a intenção de garantir que o profissional adote a melhor posição dentro da sala, evitando doses de radiação desnecessárias, quando está realizando procedimentos de CI.

CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Simuladores antropomórficos computacionais adultos

Para determinar as doses de radiação no nível de órgãos e tecidos de um indivíduo exposto à radiação ionizante, pode-se utilizar um simulador antropomórfico físico. No entanto, no âmbito de um projeto experimental, esta tarefa é limitada, cara e na maioria das situações, impossível de ser realizada. Essas dificuldades estimularam o interesse na construção de modelos computacionais da anatomia humana para representar indivíduos expostos nos mais variados cenários de exposição.

A base conceitual por trás do desenvolvimento de um simulador físico ou computacional é imitar com a maior precisão possível as propriedades antropométricas e fisiológicas de um órgão ou região de interesse do corpo, ou de todo o corpo, com o objetivo de reproduzir, por meio de simulações em um computador, o comportamento dos vários componentes de um sistema biológico em condições controladas (POSTON *et al.*, 2002). Neste sentido, um simulador antropomórfico computacional representa matematicamente um órgão ou tecido do corpo, um sistema de órgãos ou todo o corpo (ICRU, 1992). Isso permitiria uma melhor compreensão de como a radiação interage com os tecidos biológicos por meio de vários mecanismos de interação da radiação com a matéria, que pode resultar na deposição de energia nesses tecidos.

Nas últimas cinco décadas surgiram três gerações de simuladores antropomórficos computacionais: a primeira geração com abordagem estilizada, ou seja, os órgãos, tecidos e outras estruturas do corpo são representados por superfícies cônicas, elípticas, cilíndricas, esféricas e planas (ZAID *et al.*, 2007; XU *et al.*, 2009). Nesta geração, as massas e os volumes dos órgãos foram construídos com base nas informações do homem de referência da ICRP 23 (ICRP, 1975). Embora, a anatomia destes simuladores apresentasse uma configuração muito mais simples, quando comparada aos da atualidade, naquela época, estes simuladores já eram considerados como as melhores ferramentas disponíveis para a dosimetria interna e ou externa; na década de 80, houve um crescente avanço na tecnologia, possibilitando construir computadores mais potentes e equipamentos de geração de imagens mais avançados. Assim, deu-se início a segunda geração, denominados de modelos tomográficos baseados em imagens, em que os órgãos e tecidos do simulador antropomórfico, são representados por matrizes de volume ou matrizes tridimensionais (3-D) de voxel; mais recentemente, iniciou-se a terceira geração, conhecido como modelos híbridos, que utiliza malhas poligonais e superfície NURBS

(*non uniform rational B-splines*) para combinar as duas classes de simuladores mencionadas anteriormente. Esse processo é conseguido por meio do uso de equações para manipular pontos de controle de superfície, que permitem modelar sofisticadamente as formas e estruturas complexas de órgãos, fornecendo a base para uma abordagem mais realista do modelo anatômico e fisiológico. A Figura 2.1 ilustra a evolução histórica dos modelos computacionais utilizados para representação da anatomia humana (ZAID *et al.*, 2007; XU *et al.*, 2009).

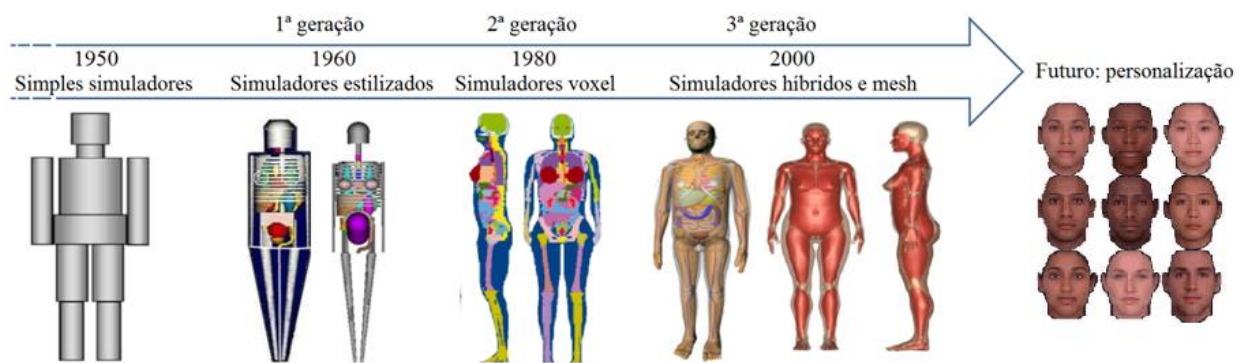


Figura 2.1. Evolução histórica da representação computacional da anatomia humana (Adaptada de ZAID *et al.*, 2009).

Nos últimos 30 anos, vários grupos de pesquisas de diferentes Instituições de todo o mundo vêm desenvolvendo simuladores antropomórficos computacionais. Zubal e colaboradores desenvolveram um modelo de cabeça e tronco referido como VoxelMan com base em imagens segmentadas de TC de um homem adulto (ZUBAL *et al.*, 1994). O mesmo grupo também desenvolveu um modelo de cérebro baseado em imagens de alta resolução, obtidas por ressonância magnética, que foi amplamente utilizado em cálculos de dosimetria. Mais tarde, este modelo foi aprimorado com a adição dos braços e pernas, servindo de base para o desenvolvimento de um novo simulador adulto de voxel, representando um homem e uma mulher, denominados de MAX (*Male Adult voXel*) (KRAMER *et al.*, 2003) e FAX (*Female Adult voXel*), respectivamente, com massas de órgãos e tecidos ajustadas com o homem de referência da ICRP 23 (KRAMER *et al.*, 2004).

Outro simulador antropomórfico computacional conhecido como NORMAN foi construído usando imagens de ressonância magnética (RM), de um voluntário saudável, com tamanho de voxel dimensionado para corresponder à altura e massa corporal de um homem de referência da ICRP 23 (ICRP, 1975), que posteriormente foi aprimorado e deu origem ao NORMAN-5. O mesmo grupo divulgou um modelo feminino adulto conhecido como NAOMI (DIMBYLOW, 2005), que foi redimensionado para corresponder à altura e massa de referência de uma mulher adulta da ICRP 23 (ICRP, 1975). Outra contribuição importante veio de Xu *et*

al., (2009), que lançaram um modelo tomográfico adulto masculino denominado VIP-Man, baseado em imagens fotográficas. Esse modelo foi aprimorado recentemente para incorporar movimento respiratório. Além de países do continente americano e de países europeus, várias iniciativas vêm sendo empreendidas para desenvolver simuladores antropomórficos correspondentes às características do homem e da mulher de referência de cada continente. Neste sentido, vários países asiáticos desenvolveram seus próprios modelos tomográficos, como Japão (NAGAOKA *et al.*, 2004; SATO *et al.*, 2007) e Coréia [KIM *et al.*, 2008; LEE *et al.*, 2006).

No Brasil, o Grupo de Dosimetria da Universidade Federal de Pernambuco desenvolveu um conjunto de simuladores antropomórficos de diferentes alturas e massas corpóreas. Dentre esse conjunto estão os simuladores antropomórficos adultos masculino (MASH3) e feminino (FASH3) com características do homem e da mulher de referência da ICRP 89 (CASSOLA *et al.*, 2010; CASSOLA *et al.*, 2013). Além dos simuladores adultos, destacam-se também um conjunto de simuladores pediátricos compostos por um recém-nascido, dois simuladores de 5 anos de idade (feminino e masculino) e dois de 10 anos (feminino e masculino) (de MELO LIMA *et al.*, 2011).

2.2 Simuladores antropomórficos computacionais pediátricos

Levando em consideração que os indivíduos mais jovens são mais radiosensíveis do que os adultos, vários grupos de pesquisas vêm se dedicando para modelar simuladores antropomórficos pediátricos. Cristy (1980) e Cristy e Eckerman (1987) do Laboratório Nacional de Oak Ridge (ORNL), foram os pioneiros no desenvolvimento dos simuladores antropomórficos estilizados pediátricos, representando recém-nascidos, 1, 5, 10 e duas crianças de 15 anos (Figura 2.2). Um grupo de pesquisadores da Austrália desenvolveu um tronco de uma menina de 14 anos com base em imagens de TC (CAON *et al.*, 1999). No início do ano 2000, na Universidade da Flórida (UF) pesquisadores desenvolveram uma série de modelos pediátricos de corpo parcial (cabeça e tronco), com idade desde o primeiro ano de vida até 14 anos (NIPPER *et al.*, 2002; LEE *et al.*, 2005). Esses modelos foram usados para criar um conjunto de modelos tomográficos pediátricos de corpo inteiro (Série UF) (LEE *et al.*, 2005), mostrado na Figura 2.3.

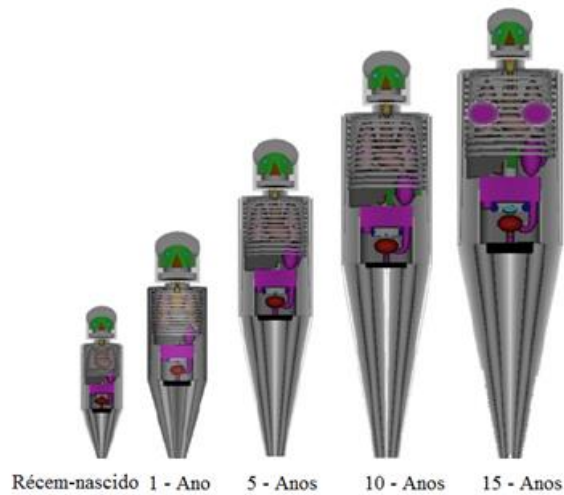


Figura 2.2. Imagens dos simuladores antropomórficos estilizados pediátricos. Figura reproduzida de (CRISTY, 1980; CRISTY e ECKERMAN, 1987).

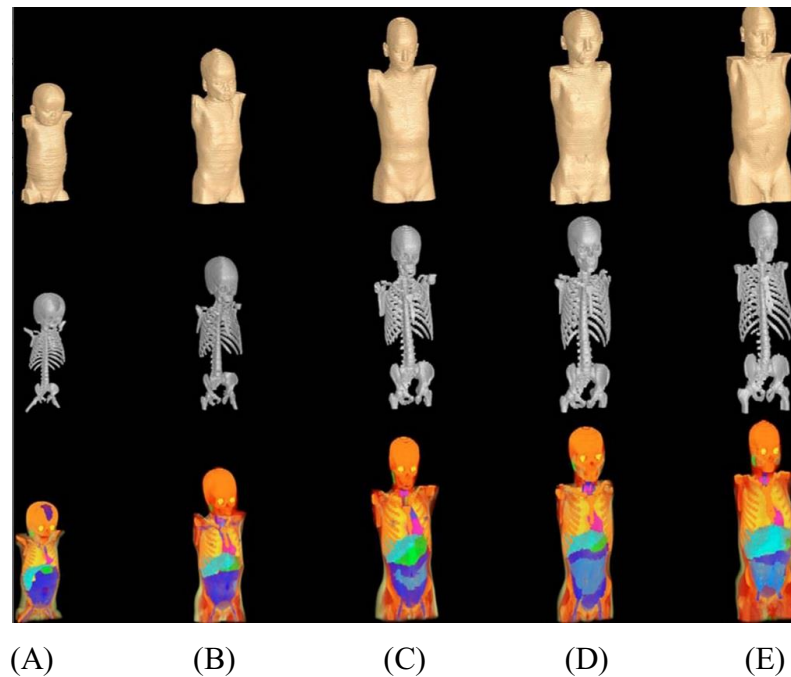


Figura 2.3. Visão frontal dos simuladores antropomórficos pediátricos da família UF: 9 meses - masculino (A), 4 anos - feminino (B), 8 anos - feminino (C), 11 anos - masculino (D), 14 anos - masculino (E). Figura reproduzida de (LEE *et al.*, 2005).

Além desses grupos de simuladores pediátricos, muitas pesquisas vêm sendo desenvolvidas na modelagem de simuladores adultos de mulheres grávidas, como a realizada por Xu e colaboradores (XU *et al.*, 2007). Neste caso, foi desenvolvido um conjunto de mulheres grávidas em diferentes estágios gestacionais (Figura 2.4), denominados de RPI-P3, RPI-P6 e

RPI-P9, que representam mulheres adultas no período gestacional de 3, 6 e 9 meses, respectivamente.

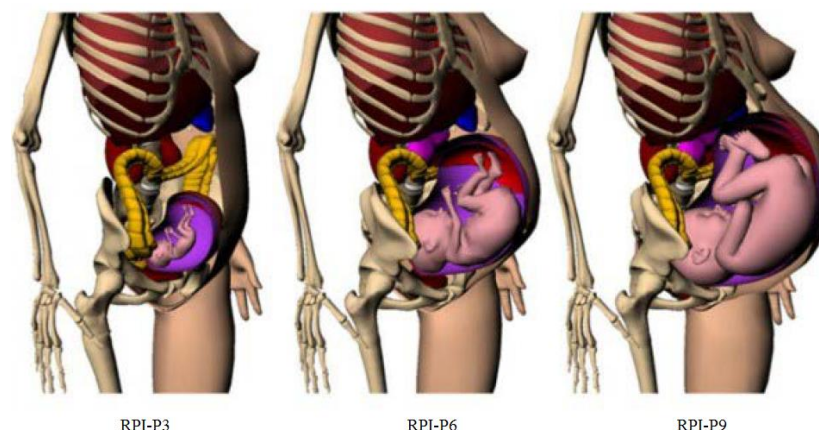


Figura 2.4. Simulador feminino adulto gestante de 3, 6 e 9 meses. Figura reproduzida de (XU *et al.*, 2007).

No presente estudo, foram utilizados simuladores antropomórficos virtuais adultos masculino (MASH3) e feminino (FASH3) baseados nos dados antropomórficos da ICRP 89 (CASSOLA *et al.*, 2010; CASSOLA *et al.*, 2013), bem como crianças de 10 anos de ambos os gêneros (de MELO LIMA *et al.*, 2011). As imagens dos simuladores antropomórficos pediátricos e adultos desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco são apresentadas na Figura 2.5.

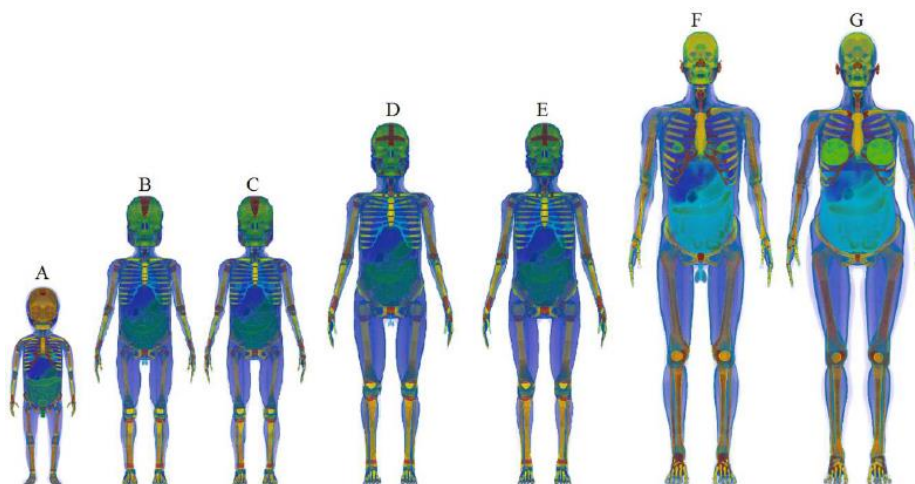


Figura 2.5. Simuladores antropomórficos virtuais desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco: (A) 1 ano (10,25 kg e 0,76 m), (B) 5 anos - masculino (19,13 kg e 1,09 m), (C) 5 anos - feminino (19,13 kg e 1,09 m), (D) 10 anos - masculino (32,34 kg e 1,38 m), (E) 10 anos - feminino (32,34 kg e 1,38 m), (F) MASH3 – masculino (73 kg e 1,76 m) e (G) FASH3 – feminino (60 kg e 1,63 m). (CASSOLA *et al.*, 2010; CASSOLA *et al.*, 2013; de MELO LIMA *et al.*, 2011).

2.3 Método Monte Carlo

O Método Monte Carlo (MMC) depende de amostragens de uma função densidade de probabilidade, para obtenção de resultados numéricos de problemas físicos e matemáticos, cuja resolução é difícil ou impossível de ser obtida por meio de uma expressão matemática. O MMC é bastante utilizado em diversas áreas da ciência como na Biologia, Matemática, Ciências Atmosféricas, Geologia, Economia, entre outras. Além dessas áreas, na Física Médica, o seu uso vem crescendo bastante nas últimas décadas, devido à capacidade de calcular ou simular com precisão, as doses de radiação absorvidas, durante a exposição de indivíduos à radiação ionizante. Apesar de suas aplicações terem se tornado mais evidentes nas últimas décadas, as bases teóricas do MMC existem há séculos, mas somente na década de 1930, Enrico Fermi fez a primeira experiência com o MMC, enquanto estudava a difusão de nêutrons, porém, não publicou seus resultados. Em 1946, os cientistas, Ulam e Von Neumann tiveram a ideia de utilizar o MMC em proteção radiológica (BRIESMEISTER, 1993).

2.4 Códigos computacionais de transporte de radiação

O MMC usa as leis da Probabilidade, Estatísticas e da Física para descrever os processos que regem a interação da radiação ionizante com a matéria. Na literatura, há um conjunto de códigos computacionais de transporte de radiação bastante consolidados como o Geant, Penelope, EGSnrc, Fluka, MCNPX, entre outros. As principais diferenças entre esses códigos ocorrem nas aproximações físicas, tipo e energia de partículas transportadas. Dentre esses códigos, o MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*), desenvolvido no *Los Alamos National Laboratory*, é um dos mais utilizados e é reconhecido internacionalmente por avaliar o transporte de 34 tipos de partículas diferentes, entre elas fótons, elétrons, nêutrons, prótons e partículas alfa. A faixa de energia disponível para simulação é muito ampla, sendo que para os fótons, que são de interesse do presente estudo, o código consegue trabalhar entre as energias de 1 keV até 1 GeV (PELOWITZ, 2011).

No código MCNPX (versão 2.7.0), que é o utilizado neste estudo, podem ser usados diferentes *tallies* (registro de uma grandeza de interesse) para estimativa de grandezas distintas. As principais informações do problema, no código MCNPX, são alocadas num arquivo de entrada, que sumariamente é composto por três blocos. i) bloco de células (*cell card*). Neste bloco, são definidos a forma, o tipo de material e sua densidade mássica; ii) bloco de superfície (*surface card*). Nesse bloco, são definidas o tipo de geometria (2 e 3D) como, por exemplo, plano, esfera, cilindros, cones, elipse, toroide, paralelepípedo, etc. e iii) bloco de dados (*data card*). Neste último bloco, é definido o tipo e o modo de partícula que é criada, transportada e

controlada. Além disso, o usuário pode especificar a função distribuição e informações da fonte como posição, energia, ângulo de distribuição, etc. Também, neste bloco são informados os pesos atômicos de cada material definido no bloco de célula e, o tipo de registro (*tallies*), que se pretende obter, como energia depositada, fluxo de partículas, fluência, etc (PELOWITZ, 2011).

2.5 Interação de raios-X com a matéria

Os fótons de raios-X podem penetrar no meio onde incidem, serem espalhados, absorvidos ou mesmo atravessarem a matéria sem sofrer nenhum processo de interação. Os principais mecanismos de interação da radiação com a matéria são o espalhamento Thompson, espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton, absorção fotoelétrica, produção de pares e fotodesintegração. Neste estudo serão abordados apenas a absorção fotoelétrica e o espalhamento Compton, pois são dois tipos de efeitos predominantes para a faixa de energia de fótons utilizada neste estudo (BUSHBERG *et al.*, 2012).

A dose para a equipe médica nas salas de RI ou CI é devida a eventos de espalhamento Compton, originado da interação do feixe primário com o paciente, cama e acessórios presentes na sala. As energias típicas de fótons em radiodiagnóstico (26 - 150 keV) que penetram no paciente são distribuídas em três tipos de processos possíveis. Uma parte da energia de raios-X recebida será absorvida como resultado do efeito fotoelétrico, outra parte atravessará o paciente e chegará até o detector de imagem, que dá origem a uma imagem, e o restante será espalhado como resultado dos eventos de espalhamento Compton (BUSHBERG *et al.*, 2012).

2.5.1 Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, toda a energia incidente do fóton é transferida para um elétron, que é ejetado do átomo. Um esquema desse tipo de efeito é apresentado na Figura 2.6. A energia cinética do fotoelétron ejetado é igual à energia do fóton incidente menos a energia de ligação do elétron orbital, como descrita na Equação 2.1 (BUSHBERG *et al.*, 2012),

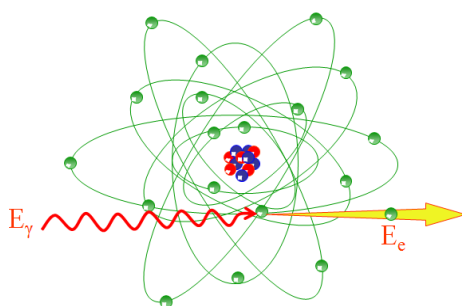


Figura 2.6. Esquema do efeito fotoelétrico (Adaptada de BUSHBERG *et al.*, 2012).

$$E_e = E_\gamma - B \quad (\text{Eq. 2.1})$$

em que E_e é a energia cinética resultante do elétron, E_γ é a energia do fóton incidente e B é a energia de ligação do elétron ao átomo. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétron é aproximadamente proporcional a Z^3/E^3 , onde Z é o número atômico do material e E é a energia do fóton incidente.

2.5.2 Efeito Compton

Esse tipo de interação ocorre entre fótons e elétrons da camada externa do átomo. Em relação a trajetória inicial, o elétron é ejetado do átomo formando um ângulo θ e o fóton é espalhado com ângulo Φ . Como em todos os tipos de interações, tanto a energia quanto o momento devem ser conservados, a energia do fóton incidente ($h\nu$) é igual à soma da energia do fóton espalhado (E'_γ) e a energia cinética do elétron expelido (E_e). O esquema mostrando esse efeito é apresentado na Figura 2.7. A probabilidade de ocorrer o efeito Compton é proporcional ao número atômico Z do material e inversamente proporcional a energia do fóton incidente (BUSHBERG *et al.*, 2012).

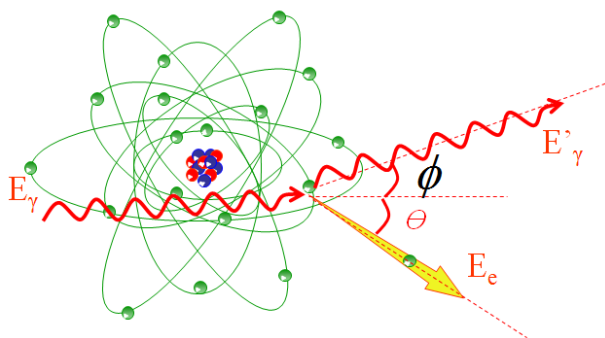


Figura 2.7. Esquema do efeito Compton (Adaptada de BUSHBERG *et al.*, 2012).

2.6 Efeitos biológicos da radiação ionizante

Os efeitos biológicos da radiação ionizante representam a resposta do organismo após exposição radiológica. Essa resposta pode variar de alguns minutos até anos, quando surgem efeitos bioquímicos ou fisiológicos que produzem alterações morfológicas e /ou funcionais dos órgãos. O corpo humano é composto de átomos que se ligam, dando origem as moléculas. Quando fótons e partículas interagem com essas moléculas, pode surgir desestabilização, gerando ionização do meio e, consequentemente, podendo levar alterações dessas moléculas, que é mais grave quando ocorre no DNA, podendo provocar alterações no material genético, que variam desde a mutação á apoptose celular. Quando a radiação penetra um tecido, pode ocasionar a hidrólise das moléculas de água presente nesse tecido e, consequentemente, é

promovido a síntese de radicais livres, que podem atingir outras moléculas significativas, como o DNA. Esse mecanismo é importante, devido 70% do corpo humano ser composto por moléculas de água (OKUNO, 2009).

Os efeitos biológicos da radiação ionizante podem ser descritos como efeito determinístico, ou reações teciduais, e efeitos estocásticos. As reações teciduais surgem apenas para valores altos de dose e só aparecem acima de certo limite de dose, denominado de limiar de dose. Esse efeito aumenta com o aumento da dose. Além da dose, esse tipo de efeito depende do tipo de radiação e do tecido irradiado. Um dos principais efeitos indesejáveis é a apoptose da célula irradiada. Quando esta ocorre em grande escala em determinado órgão, pode comprometer o funcionamento do mesmo e, até levar a perda das funções vitais. Outros exemplos desse tipo de efeito é a catarata radiogênica, a radiodermite, a esterilidade, entre outras. Diferentemente das reações teciduais, o efeito estocástico, que representa um efeito tardio como, por exemplo, o câncer, pode ocorrer por meio de mutações que aparecem em células normais e não dependem do limiar de dose (OKUNO, 2009).

2.7 Proteção radiológica

Desde o final do século XIX, as radiações ionizantes vêm sendo constantemente utilizadas. Seu uso é de grande importância em várias áreas, mais notadamente na área da saúde, como exemplos: na Medicina Nuclear, a radiação ionizante contribui para análises fisiológicas, anatômicas e funcionais de praticamente todos os órgãos do corpo; em Radiodiagnóstico, sua aplicação é comumente observada para fins de diagnósticos de fraturas e patologias como, tumores, neste caso, o diagnóstico é resultante de análises de imagens radiográficas, como radiografia convencional ou utilizando imagens fluoroscópicas, mamografia, e tomografia computadorizada (OKUNO, 2009).

Especialmente, na RI e CI, o uso de raios-X permite diagnósticos precisos e rápidos de doenças relacionadas em diversos órgãos vitais. Neste caso, os procedimentos são realizados por meio do uso de agulhas ou cateteres guiados por um sistema de vídeos, permitindo localizar com precisão a região que deseja examinar ou tratar. Embora, os seus benefícios de diagnóstico e tratamento sejam enormes, o uso de raios-X pode trazer alguns malefícios à saúde do paciente e, sobretudo, da equipe médica que é exposta quase que rotineiramente. Neste contexto, surgiram várias entidades preocupadas em matéria de proteção radiológica como a Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU), que tem como objetivo estabelecer grandezas e unidades de Física das radiações, estabelecer critérios de medidas, métodos de comparação, entre outros. Outra comissão que exerce papel fundamental é a Comissão Internacional em Proteção

Radiológica (ICRP), que tem como finalidade elaborar normas de proteção radiológica e estabelecer limites de exposição de indivíduos à radiação ionizante. Essas comissões estão sempre se atualizando, com a preocupação em elaborar novas normas ou atualizar as já existentes. Cada país tem um órgão que faz as atualizações nas normas internacionais e as adota para estabelecer o uso das radiações. No Brasil, o órgão responsável pela elaboração e atualizações dessas normas, é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) (ICRU 46, 1992; ICRP 103, 2007; CNEN, 2005).

A proteção radiológica se baseia em três princípios: i) justificativa: qualquer exposição à radiação ionizante deve ser justificada de modo que o benefício supere qualquer malefício à saúde; ii) otimização da proteção: a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições que resultem em doses mantenham-se tão baixos quanto possa ser razoavelmente exequível, considerando fatores como custo benefício e fatores sociais; iii) limitação de dose: as doses individuais devem estar de acordo com os limites estabelecidos em recomendações nacionais que se baseiam em normas internacionais (ICRP 103, 2007). Neste sentido, é necessário que os profissionais de saúde que lidam com radiação ionizante, fiquem atentos em cumprir os princípios de proteção radiológica e busquem medidas de proteção como o uso dos Equipamentos de Proteção Individual (EPIs) como, por exemplo, avental plumbífero; óculos plumbífero; protetor de tireoide, protetor cerebral. Além de EPIs, é importante que os profissionais utilizem todos os equipamentos de proteção disponíveis, como cortina de chumbo ou biombo e protetores suspensos, que são comumente encontrados em salas de RI. O uso desses dispositivos de proteção é uma prática importante para minimizar os possíveis efeitos deletérios da radiação da equipe médica e dos pacientes.

2.8 Grandezas dosimétricas utilizadas neste estudo

Existem dois tipos de grandezas de radiação: as grandezas que descrevem o feixe de radiação em si (por exemplo, fluência) e outras que descrevem a quantidade de energia depositada no tecido ou matéria por um feixe de radiação (kerma, dose absorvida e dose equivalente).

2.8.1 Fluência

Conforme definição da (ICRP 103, 2007), a fluência (Φ) (Equação 2.2) de um feixe de radiação de fótons pode ser descrita, especificando o número de partículas (dN) que atravessam a secção de uma área (dA) perpendicular ao feixe, assim.

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (\text{Eq. 2.2})$$

No SI, a unidade de fluência é definida por m^{-2} .

2.8.2 Fluência energética

Conforme definição da (ICRP 103, 2007), a fluência de energia (Ψ) (Equação 2.3) de um feixe é definido como a quantidade de energia de radiação (dE_{feixe}) passando através de uma unidade de área (da).

$$\Psi = \frac{dE_{\text{feixe}}}{da} \quad (\text{Eq. 2.3})$$

No SI a fluência de energia é dada em MeV/m^2 .

2.8.3 Kerma

Conforme definição da (ICRP 103, 2007), a energia cinética liberada da radiação ionizante por unidade de massa é chamado kerma (K) (Equação 2.4), e é medida em J/kg ou Gray (Gy).

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (\text{Eq. 2.4})$$

em que $d\bar{E}_{tr}$ é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas produzidas/liberadas por radiação ionizante não carregada, numa porção de massa dm .

2.8.4 Dose absorvida

Quando a radiação ionizante incide sobre um volume de matéria, parte da energia do feixe é depositada em certo volume, e parte escapa dele. Assim, a parte da energia que foi absorvida por unidade de massa do corpo que foi exposto à radiação ionizante é denominado de dose absorvida D_T , e, é descrita pela Equação 2.5 (ICRP 103, 2007).

$$D_T = \frac{d\bar{E}_{ab}}{dm} \quad (\text{Eq. 2.5})$$

em que $d\bar{E}_{ab}$ é a energia média absorvida num volume de massa dm . No SI, a unidade de dose absorvida é a mesma que a de kerma, ou seja, J/kg ou Gy.

2.8.5 Dose equivalente

A dose equivalente H_T (Equação 2.6) é uma grandeza dosimétrica utilizada na proteção contra à radiação ionizante. Ela leva em consideração o efeito estocástico e o tipo de radiação. A unidade desta grandeza é o sievert (Sv) (ICRP 103, 2007).

$$H_T = \sum_T w_R D_T \quad (\text{Eq. 2.6})$$

em que w_R representa os fatores de peso para diferentes tipos de radiação, sendo igual a 1 para fótons e elétrons.

2.8.6 Dose efetiva

A dose efetiva E (Equação 2.7) é uma grandeza dosimétrica usada na proteção contra radiação. Ele leva em consideração o efeito biológico dos órgãos, dependendo de sua sensibilidade à radiação. A unidade também é chamada de sievert (Sv) (ICRP 103, 2007).

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (\text{Eq. 2.7})$$

em que w_T é o fator de ponderação tecidual, cujos valores são apresentados na Tabela 2.1 (ICRP 103, 2007).

Tabela 2.1. Fatores de peso tecidual (w_T) de órgãos e tecidos com importância dosimétrica (ICRP 103, 2007).

Órgão e tecido	w_T	$\sum_T w_T$
Medula óssea, cólon, pulmão, estômago, mama e restantes*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado e tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares e pele	0,01	0,04
Total		1,00

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

Os fundamentos da proteção radiológica, recomendados pela ICRP, são divididos em princípio da justificativa, otimização e limites de dose. Os dois primeiros se aplicam a todas as situações que usam radiação e, o terceiro se aplica à exposição do público e ocupacional, e não inclui exposições dos pacientes submetidos a exames ou tratamentos com radiações ionizantes (ICRP 103, 2007). Os limites de dose representam a dose máxima que um indivíduo pode receber durante um período de tempo (Tabela 2.2) e são desenvolvidos para evitar superexposição.

Tabela 2.2. Limites de doses para indivíduos ocupacionalmente exposto (IOE) e do público estabelecidos pela ICRP 103 (ICRP 103, 2007).

Limites de dose anual ¹			
Grandeza	Órgão	IOE	Público
Dose efetiva	Corpo inteiro	20 mSv ²	1 mSv ³
Dose equivalente	Lente dos olhos	20 mSv ²	15 mSv
	Pele	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	-

¹O termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, no período de janeiro a dezembro de cada ano.

²Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

³Em circunstâncias especiais, pode ser autorizado um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em 5 anos consecutivos não exceda a 1 mSv por ano.

2.8.7 Produto dose-área (PDA)

Umas das grandezas mais utilizadas para avaliação de dose em procedimentos de RI e CI é o PDA, medido em $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$. Esta grandeza representa o produto da dose no ar calculada sobre a área irradiada do feixe em um plano perpendicular ao eixo do feixe, excluindo a radiação retroespalhada. Esta grandeza independe da distância entre a fonte de raios-X e o paciente, porém, depende de mudanças devido a parâmetros de exposição como tensão, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho de campo irradiado e espessura da região examinada. O PDA é uma grandeza primordial não só para a estimativa da dose da pele do paciente, mas porque ela pode estabelecer uma interpretação do risco estocástico para o paciente (ICRP 85, 2000). O PDA é medido para uma exposição única ou para um exame radiológico completo. Isso é feito por meio de uma câmara de ionização de transmissão colocada na saída do tubo de raios-X. Na Figura 2.8 é mostrada a posição em que é medido o PDA na prática clínica.

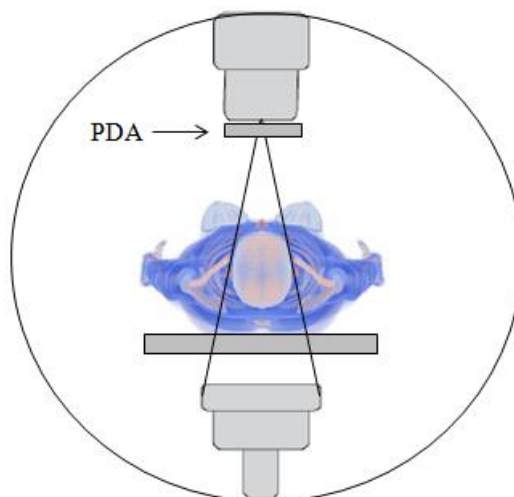


Figura 2.8. Ilustração da posição da medição do PDA. Fonte: autora.

2.9 Coeficientes de conversão (CC)

Ao avaliar a dose de radiação para um indivíduo, a partir de um procedimento médico ou de uma exposição ocupacional, geralmente, utiliza-se diversos tipos de detectores de radiação para quantificar a dose de radiação que atingem o indivíduo. Normalmente, esses dispositivos são colocados sobre ou próximo do paciente (para exposições médicas) ou no ambiente de exposição (para exposições ocupacionais). Em todos os casos, é impossível determinar as doses de radiação com precisão para qualquer órgão ou tecido do corpo humano. Uma solução para essa situação é a utilização de coeficiente de conversão (CC), que representa a razão entre uma grandeza de interesse e uma grandeza mais facilmente obtida experimentalmente (SANTOS, 2015). Para órgãos ou tecidos, a grandeza de interesse pode ser obtida por meio de simulações computacionais com simuladores antropomórficos computacionais detalhados. Para dosimetria de radiação, é comum combinar esses tipos de simuladores com um código de transporte de radiação de Monte Carlo (MC), que permite a criação precisa e realista de cenários, em que um indivíduo pode ser exposto à radiação, e as doses nos órgãos podem ser determinadas. Neste sentido, na literatura é bastante comum divulgar resultados de coeficiente de conversão para dose efetiva $CC[E]$, calculados com base em dose de órgão e tecido de simuladores antropomórficos computacionais. Por outro lado, também, há estudos dosimétricos que publicam resultados de $CC[E]$ para o paciente e para indivíduos ocupacionalmente exposto (IOE) obtidos por meio de arranjos experimentais. Nos dois casos, a grandeza de interesse em procedimentos de CI, geralmente é normalizada pelo o produto dose-área (PDA). Na Tabela 2.3 são apresentados alguns trabalhos teóricos e experimentais que fazem uso dos valores de CC em caso de exposições médicas e ocupacionais, durante procedimentos de CI adulta e pediátrica.

Tabela 2.3. Estudos dosimétricos experimentais e teóricos em CI adulta e pediátrica.

Estudos	Tipo de exposição	Faixa-etária: paciente	Paciente	Tipo de estudo	IOE
			CC[E] (mSv/Gy.cm ²)		CC[E] (μSv/Gy.cm ²)
EU (2008)	Médica	Adulta	0,20 (NF)	MC	
STRATAKIS <i>et al.</i> (2006)	Médica	Adulta	0,20 (NF)	MC	
BOZKURT e BOR (2007)	Médica e ocupacional	Adulta	0,08 (60 kVp)	MC	0,23 (80 kVp)
			0,10 (70 kVp)		
			0,12 (80 kVp)		
SANG-HYUN <i>et al.</i> (2008)	Médica	Adulta	0,15 (60 kVp)	MC	-
SIISKONEN <i>et al.</i> (2007)	Ocupacional	Adulta	-	MC	0,11 (80 kVp)
FAULKNER e WERDUCH (2008)	Médica	Adulta	0,17 (NF)	Experimental	-
KATRITSIS (2000)	Médica	Adulta	0,18 (NF)	Experimental	-
BOR <i>et al.</i> (2006)	Médica e ocupacional	Adulta	0,14 (NF)	Experimental	0,14
EFSTATHOPOULOS <i>et al.</i> (2003)	Médica	Adulta	0,18 (NF)	Experimental	-
TSAPAKI <i>et al.</i> (2004)	Médica e ocupacional	Adulta	0,19 (NF)	Experimental	0,13
STISOVA (2004)	Médica	Adulta	0,14 (NF)	MC	-
BOGAERT <i>et al.</i> (2008)	Médica	Adulta	0,18 (NF)	MC	
PADOVANI <i>et al.</i> (2001)	Ocupacional	Adulta	-	Experimental	0,23
SCHULTZ <i>et al.</i> (2003)	Médica e ocupacional	Pediátrica	0,14 (NF)	MC	0,02
JOHNSON <i>et al.</i> (2009)	Médica	Adulta	0,21 (60 kVp)	MC	-
SANTOS <i>et al.</i> (2014)	Ocupacional	Adulta	-	MC	0,084 (80 kVp)
SANTOS <i>et al.</i> (2015)	Ocupacional	Adulta	-	MC	0,024 (80 kVp)

NF: Tensão do tubo não definida

2.10 Cenário típico de cardiologia intervencionista

Em procedimentos de CI as imagens são geradas por um equipamento de raios-X (Figura 2.9). Os principais componentes do equipamento são: (1) Estrutura com braço em C, conjunto do tubo de raios-X e detector plano (*flat panel*); (2) Mesa do paciente e (3) Sistema de suspensão de monitores de vídeos.

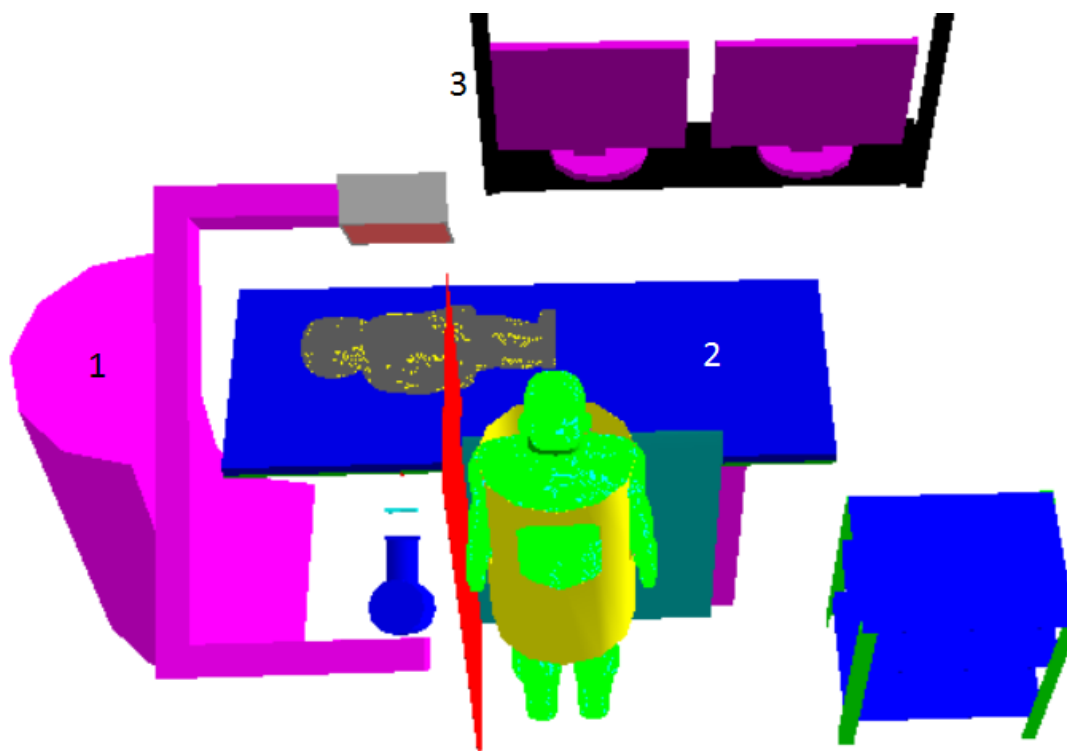


Figura 2.9. Principais componentes de um equipamento de raios-X utilizados em CI. Fonte: autora.

O procedimento de CI é minimamente invasivo e os riscos de infecção para o paciente são reduzidos, além do tempo de recuperação ser bem menor comparado com os procedimentos cirúrgicos. Durante as intervenções, o paciente e a equipe médica são expostos à radiação ionizante.

Dentre os procedimentos mais comuns em CI, tem-se a angiografia e a angioplastia, que referem-se à técnica de imagem vascular com o objetivo de diagnosticar ou tratar pacientes. Durante os procedimentos de CI um conjunto de imagens fluoroscópicas, com alta resolução temporal, é utilizado para auxiliar o trajeto do cateter no interior do corpo do paciente até a região de interesse. Geralmente, no interior do cateter é utilizada uma substância de contraste para melhorar a visualização da trajetória do cateter e da geometria vascular. O termo fluoroscopia refere-se a uma sequência de imagens pulsadas ou contínuas de imagens de raios-X em tempo real. O equipamento de raios-X utilizado em CI, também conhecido como braço em C,

é capaz de rotacionar 360° em volta do paciente e, por isso, permite a obtenção de várias projeções de imagem do paciente.

2.11 Nomenclatura das projeções de feixes comuns em CI

A nomenclatura das projeções em CI é feita com base na localização do detector de imagem em relação ao paciente e, pode ser denominada de várias maneiras. O braço em C do equipamento de raios-X é rotacionado em torno do isocentro dando origem as projeções laterais e craniocaudais. Na Figura 2.10 são apresentadas as principais projeções radiográficas utilizadas em CI.

- ❖ Projeção anteroposterior (AP) e postero-anterior (PA): refere-se, respectivamente, à posição em que o detector de imagem é colocado na frente e atrás do paciente;
- ❖ Oblíquo anterior direito (RAO) e oblíquo anterior esquerdo (LAO): refere-se, respectivamente, à localização do detector de imagem no lado direito e esquerdo do paciente, com o ângulo em graus da posição AP. Por exemplo, o ângulo de projeção “60°” inclinado para direita também pode ser chamado de RAO60°;
- ❖ Projeção caudal (CAUD): refere-se ao ângulo em que o detector de imagem é inclinado em relação à projeção AP em direção à medula espinhal do paciente. Por exemplo, o ângulo de projeção craniocaudal “30°” também pode ser chamado de CAUD30°;
- ❖ Projeção cranial (CRAN): refere-se ao ângulo em que o detector de imagem é inclinado em relação à projeção AP em direção à cabeça do paciente. O ângulo de projeção craniocaudal “30°” também pode ser chamado de CRAN30°.

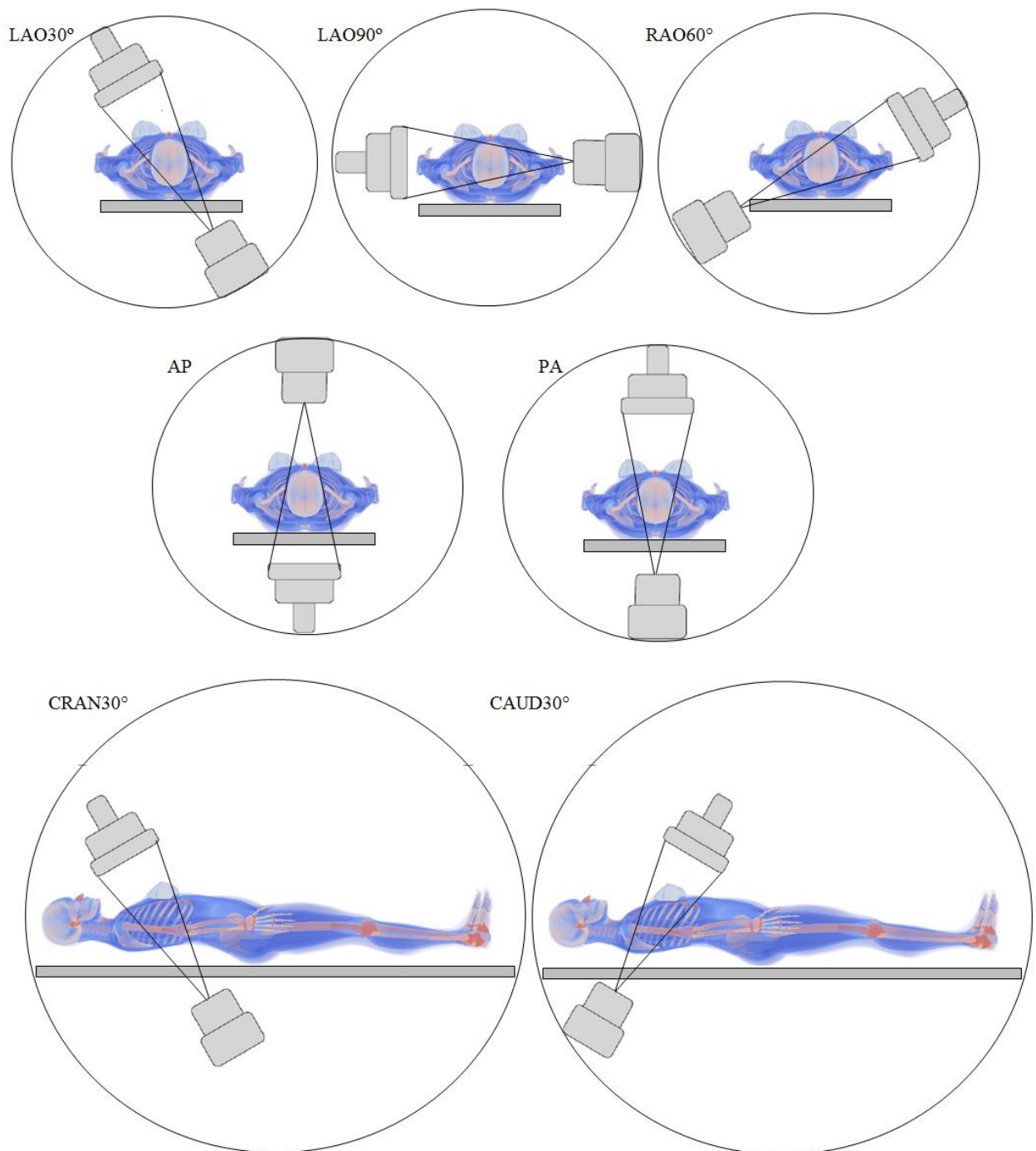


Figura 2.10. Exemplos de projeções laterais: (LAO30°, LAO90°, RAO60°, AP e PA) e craniocaudal: (CRAN30° e CAUD30°). Fonte: autora.

CAPÍTULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Simuladores antropomórficos virtuais

Neste estudo, foram utilizadas seis projeções angiográficas com o feixe centrado no coração de paciente pediátrico feminino e masculino de 10 anos de idade formando um campo de visão (FOV) de (10 x 10) cm². A escolha desta faixa etária de idade foi devido ao fato dos procedimentos de CI, utilizados para corrigir os problemas cardíacos congênitos, ocorrem nesta fase.

As projeções mais comuns em procedimentos de CI estudadas foram: PA (postero-anterior), LAO65 (Oblíquo anterior esquerdo, 65°), RAO65 (Oblíquo anterior direito, 65°), LAO90 (Oblíquo anterior esquerdo, 90°), CRAN60 (cranial, 60°) e CAUD60 (caudal, 60°). As distâncias foco-superfície (DFS) para estas projeções foram: 60 cm (PA), 56 cm (LAO65), 53 cm (RAO65), 50 cm (LAO90), 62 cm (CRAN60) e 64 cm (CAUD60). Cada cenário de exposição foi, simultaneamente, composto de um médico intervencionista e um paciente. Os profissionais médicos foram representados pelos simuladores antropomórficos virtuais adultos masculino (MASH3) e feminino (FASH3) (CASSOLA *et al.*, 2010; CASSOLA *et al.*, 2013). Esses simuladores foram posicionados ao lado dos simuladores antropomórficos pediátricos masculino (M10) e feminino (F10), de 10 anos de idade, representando os pacientes (de MELO LIMA *et al.*, 2011). Eles possuem todos os órgãos, tecidos e outras estruturas com importância dosimétrica recomendados pelo ICRP 103 (ICRP 103, 2007). As imagens e algumas informações sobre as características antropométricas desses simuladores antropomórficos virtuais são apresentadas na Figura 3.1.

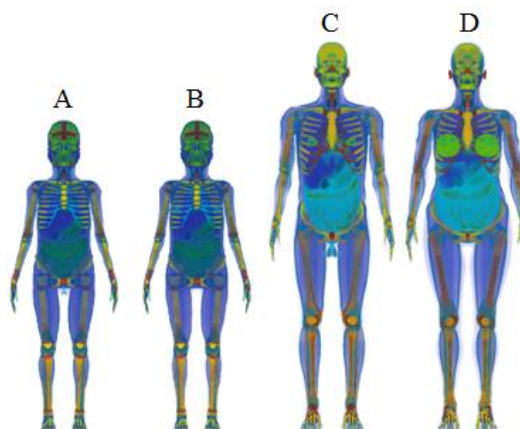


Figura 3.1. Massa corpórea e altura dos simuladores antropomórficos virtuais utilizados neste trabalho: (A) M10 - 10 anos – masculino (30.54 kg e 1.38 m), (B) F10 - 10 anos – feminino (30.95 kg e 1.38 m), (C) MASH3 - masculino (73 kg e 1.76 m) e) e (D) FASH3 - feminino (60 kg e 1.63 m). (Figura adaptada de CASSOLA *et al.*, 2010; CASSOLA *et al.*, 2013; de MELO LIMA *et al.*, 2011).

3.2 Parâmetros radiográficos avaliados

Os parâmetros radiográficos utilizados neste estudo, como tensão do tubo (kV), angulação do feixe (projeções) e tamanho do FOV foram extraídos da literatura. É possível encontrar alguns valores de tensão do tubo empregados nos procedimentos de CI envolvendo pacientes pediátricos. O trabalho de Harbron *et al* (2016) (e as referências nele contidas) (HARBON *et al*, 2016) apresentou uma revisão das doses nos procedimentos de CI com pacientes pediátricos, e as tensões do tubo, mais comumente empregadas, estão na faixa de 60 - 85 kV. No trabalho de Sayed *et al* (2012), os valores típicos para a tensão do tubo utilizados ficaram no intervalo de 70 - 100 kV. Além disso, no trabalho de Bacher *et al* (2005), eles apresentaram um intervalo de tensão do tubo, empregada no procedimento de CI, de 75 - 90 kV. Portanto, neste trabalho, foram utilizadas as seguintes tensões do tubo: 60, 70 e 80 kV. Os espectros de energia utilizados neste estudo foram calculados usando o software SRS 78 (CRANLEY *et al.*, 1997).

Os valores escolhidos de distância foco superfície (DFS) foram baseados no trabalho de Yakoumakis *et al* (2009) (50 - 70 cm), bem como os ângulos de projeção. Em relação ao tamanho do FOV, foram seguidas as recomendações do trabalho de Yakoumakis *et al* (2009), que empregou um tamanho de campo de 10 x 10 cm². A geometria da sala modelada com o código MCNP foi baseada em uma sala típica de CI.

Os simuladores antropomórficos virtuais MASH3 e FASH3 e pediátricos de 10 anos foram incorporados ao código de transporte de radiação MCNPX 2.7.0 (PELOWITZ, 2011). Os simuladores adultos e pediátricos possuem voxels cúbicos com tamanhos: 0,24 x 0,24 x 0,24 cm³ e 0,14 x 0,14 x 0,14 cm³, respectivamente. Um conjunto detalhado de equipamentos comuns de uma sala de CI foi adicionado ao cenário de exposição. Além dos componentes do equipamento de raios-X (tubo de raios-X e detector *flat panel*), monitores de vídeo, mesa cirúrgica, mesa de instrumentação, cama do paciente com colchão, cortina de chumbo e protetores de vidro plumbífero suspensos foram incorporados nas simulações. Os EPIs também foram incorporados à simulação, com dois modelos diferentes de óculos plumbíferos, protetor cerebral de chumbo, protetor de tireoide e um modelo de avental de chumbo. Todos os EPIs, cortina de chumbo e os protetores de vidro plumbíferos suspensos possuem espessura equivalente de 0,5 mmPb. Todos os equipamentos que constituem o cenário de exposição estão dentro de uma sala preenchida com ar atmosférico.

A Figura 3.2 mostra o cenário de exposição com os principais equipamentos de uma sala de CI com o paciente de 10 anos de idade na mesa cirúrgica. Observa-se que o médico usa avental de chumbo, protetor de tireoide e óculos plumbífero. Em todos os cenários, o produto-

dose-área (PDA) foi estimado por meio de uma célula de ar modelada na saída do tubo de raios-X. Também foram avaliados o uso de um protetor cerebral de chumbo, a fim de estudar sua eficiência na proteção do cérebro.

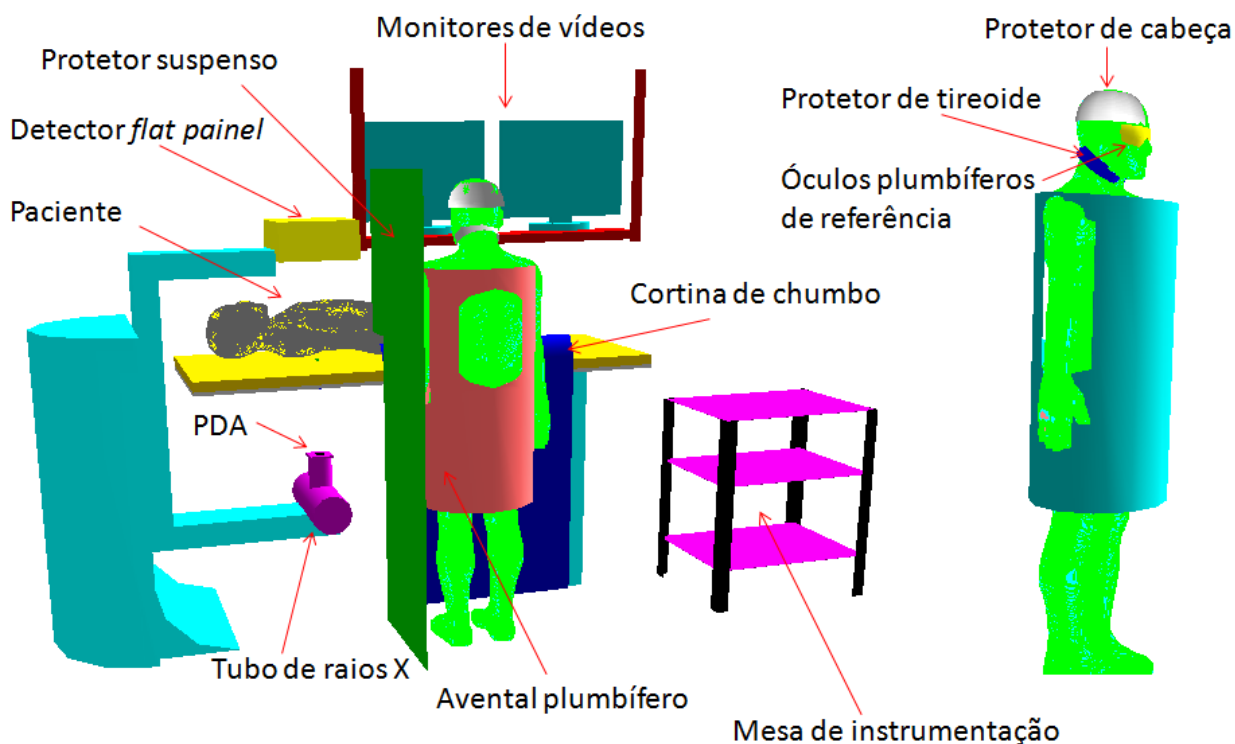


Figura 3.2. Cenário de exposição computacional com detalhes dos principais equipamentos de proteção individual (EPIs) e dos componentes do equipamento de raios -X utilizado em um procedimento de CI. Fonte: autora.

Além dos óculos plumbífero de referência, foi avaliado outro modelo, com uma geometria diferente e, também dois protetores faciais (Figura 3.3). Esses diferentes modelos foram estudados para representar diferentes opções de proteção. O primeiro modelo de óculos plumbífero, chamado de referência (Figura 3.3 (A)), é o usado em todos os cenários simulados, e apresenta uma estrutura mais complexa, com material adicional na abertura nasal e um design que se adapta a anatomia do rosto humano. O outro modelo, chamados M1 (Figura 3.3 (B)), é mais simplificado e, tem uma forma retangular e nenhum material adicional nasal. Os protetores faciais dos médicos foram modelados em duas opções, uma que cobre o nariz até a testa, chamada F1 (Figura 3.3 (C)), e um modelo que cobre da região do queixo até a testa, chamado F2 (Figura 3.3 (D)).

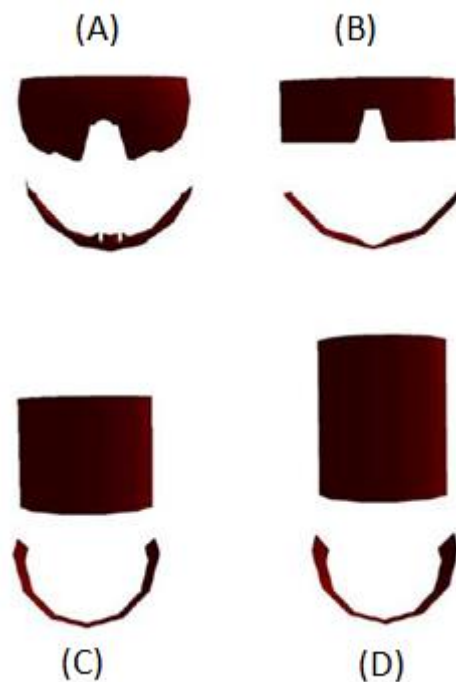


Figura 3.3. Vista frontal e de topo dos modelos de óculos e protetores faciais avaliados neste estudo: (A) modelos de óculos plumbíferos de referência , (B) modelo de óculos M1 e dois protetores faciais (C) F1 e (D) F2. Todos esses dispositivos têm espessura equivalente a 0,5 mmPb. Fonte: autora.

3.3 Código de transporte de radiação MCNPX (versão 2.7.0)

Descrição da fonte, espectros e sistema de colimação (SANTOS *et al.*, 2018; PELOWITZ, 2011): Os espectros foram gerados com energias máximas de 60, 70 e 80 keV, ângulo anódico de 12°, alvo de tungstênio (W), filtração 3 mmAl+0,1mmCu. Os fótons foram emitidos isotropicamente a partir de uma fonte pontual, direcionada de forma cônica ao alvo. O feixe de radiação foi colimado de forma retangular, utilizando Pb ($\rho = 11,35 \text{ g/cm}^3$).

Equipamento de raios-X (SANTOS *et al.*, 2018): Os principais componentes do equipamento do arco C são um tubo de raios-X com blindagem de Pb e um detector *flat panel*, com dimensões de 30 x 16 x 30 cm³ e uma camada de 0,03 cm de cristal CsI ($\rho = 4,51 \text{ g/cm}^3$).

Composição dos materiais dos cenários de exposição (SANTOS *et al.*, 2018): A sala possui dimensões de 6,5 x 6,5 x 3 m³ (comprimento, largura e altura), paredes de concreto com 22 cm de espessura ($\rho = 2,3 \text{ g/cm}^3$) preenchida de ar atmosférico ($\rho = 0,001205 \text{ g/cm}^3$).

Cama do paciente: A cama do paciente foi modelada com dimensões de 70 x 10 x 190 cm³, com poliuretano ($\rho = 0,021 \text{ g/cm}^3$) sobre uma base de fibra de carbono ($\rho = 1,25 \text{ g/cm}^3$). A cama foi posicionada a 95 cm do piso da sala do procedimento de CI. Em todas as situações, a distância

relativa da cintura dos profissionais médicos é de 20 cm lateralmente da cama, que representa uma aproximação muito boa dos procedimentos reais.

Produto dose-área (PDA): Uma célula composta exclusivamente de ar atmosférico com dimensões $10 \times 10 \times 1 \text{ cm}^3$ foi modelada e posicionada na linha do feixe e na saída do tubo de raios-X para determinar o PDA.

EPI: foram modelados e adicionados aos profissionais médicos diferentes modelos de óculos (0,5 mmPb, $\rho = 6,22 \text{ g/cm}^3$), protetor de tireoide (0,5 mmPb), protetor cerebral (0,5 mmPb) e avental de chumbo (0,5 mmPb).

Biblioteca de seção de choque (PELOWITZ, 2011): ENDF/B-VII.

Parâmetros de transporte (PELOWITZ, 2011): Fótons e elétrons foram transportados usando a configuração padrão no MCNPX v.2.7.0.

Número de histórias simuladas (PELOWITZ, 2011): Em todos os cenários foram utilizadas $1\text{E}9$ histórias de partículas simuladas para reduzir as incertezas estatísticas.

Incertezas estatísticas (PELOWITZ, 2011): As incertezas estatísticas de todos os resultados apresentados são incertezas expandidas (tipo A), levando em consideração as incertezas do PDA e as incertezas da dose obtida pelo o código MCNPX.

Grandezas dosimétricas (SANTOS *et al.*, 2018; PELOWITZ, 2011): A dose equivalente de fótons para todos os órgãos e tecidos (exceto medula óssea) foi calculada usando o *tally* F6: p (em MeV/g/partícula) do código MCNPX v.2.7.0 (PELOWITZ, 2011). Esse *tally* fornece o kerma de colisão, considerando que é numericamente igual a dose absorvida no órgão ou tecido. A dose absorvida na medula óssea ativa foi calculada usando o *tally* *F4: p (PELOWITZ, 2011), que fornece o fluência de energia de fótons ($\text{MeV/cm}^2/\text{partícula}$), que foi convertida em dose absorvida usando o cartão função resposta DE/DF do código MCNPX. Dessa forma, pode-se avaliar as doses absorvidas em cada cavidade esponjosa e medular, localizada no tecido ósseo dos simuladores. Também foi utilizado o *mesh tally* do código para avaliar o fluxo de fótons espalhados dentro da sala de CI.

Os resultados dosimétricos, deste estudo, são apresentados no formato de coeficiente de conversão (CC), que relaciona as grandezas de proteção, como dose equivalente (H_T) e dose efetiva (E), difíceis ou mesmo impossível de se obterem experimentalmente, com a quantidade mensurável produto dose-área (PDA). Como o fator de ponderação da radiação (w_R) para fótons e elétrons é 1, a dose equivalente foi considerada igual a dose absorvida.

Usando a Equação 3.1, foi possível calcular os coeficientes de conversão para dose equivalente CC [H_T] de cada órgão e tecido do simulador antropomórfico.

$$CC[H_T] = \frac{H_T}{PDA} \quad (\text{Eq. 3.1})$$

O $CC[E]$, que é a principal quantidade de proteção contra radiação, foi calculado usando a Equação 3.2, sugerida pela ICRP 116 (ICRP 116, 2010).

$$CC[E] = \frac{E}{PDA} = \sum_T w_T \frac{CC[H_T]^{\text{Homem}} + CC[H_T]^{\text{Mulher}}}{2} \quad (\text{Eq. 3.2})$$

em que w_T é o fator de ponderação do órgão ou tecido, $CC[H_T]^{\text{Homem}}$ e $CC[H_T]^{\text{Mulher}}$ são, respectivamente, os coeficientes de conversão para dose equivalente do homem e da mulher.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS E DISCUSSÕES

Esta seção está dividida em 3 subseções: Avaliação da exposição médica (Subseção 4.1), Exposição ocupacional (Subseção 4.2), Distribuição da fluência de fótons dentro da sala de CI (Subseção 4.3). A primeira subseção aborda os valores de $CC[E]$ e $CC[H_T]$ para os simuladores antropomórficos virtuais pediátricos de 10 anos de idade, enquanto as subseções 4.2 e 4.3 tratam dos valores de CC para o médico intervencionista (simuladores FASH3 e MASH3).

Como os dados apresentados nesta dissertação são compostos de várias Tabelas (Tabelas A.1 - A.12), foi decidido apresentá-los em um Apêndice (Apêndice A).

4.1 Avaliação da exposição médica

As Tabelas A.1 - A.6 (Apêndice A) apresentam os valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$ (com suas respectivas incertezas), calculadas para os simuladores antropomórficos de 10 anos de idade, em função da tensão do tubo de raios-X e das projeções angiográficas. Os valores de $CC[H_T]$ dos principais órgãos dos pacientes de ambos os gêneros foram semelhantes, exceto nas mamas e nas gônadas. Por exemplo, o valor de $CC[H_T]$ para as gônadas do paciente do sexo feminino de 10 anos de idade, com uma tensão do tubo de 80 kVp (Tabela A.6), para uma projeção CAUD60, apresentou um valor de 7,9 vezes maior que o valor obtido para o paciente masculino (Tabela A.3). Os órgãos dos pacientes na região examinada ou nas proximidades apresentaram maiores valores de $CC[H_T]$, quando comparados a órgãos distantes. Os órgãos que obtiveram os maiores valores de $CC[H_T]$ foram pulmões, esôfago, fígado, coração, cólon, estômago e sangue.

Como podem ser conferidos nas Tabelas A.1 - A.6 (Apêndice A), os valores de $CC[H_T]$ do paciente são bastante semelhantes entre os gêneros masculino e feminino. Além disso, os resultados para um órgão dependem de vários fatores. Em primeiro lugar, aumentando a tensão do tubo, aumentam os valores de $CC[H_T]$ para todos os órgãos. Em segundo lugar, o tamanho ou distribuição dos órgãos no corpo também influencia nos valores de $CC[H_T]$. Outro fator que contribui é a localização do órgão em relação ao feixe primário. Isto é especialmente importante para a exposição do paciente que possuem órgãos localizados dentro do campo de visão (FOV) (cólon, pulmão, esôfago, estômago e fígado), que recebem maiores valores de CC em comparação com os órgãos localizados fora do alcance do feixe (mamas, gônadas, cérebro, lente dos olhos, tireoide, etc).

Na projeção RAO65, os órgãos localizados no lado esquerdo do paciente, como o estômago e o coração, estão mais próximos da fonte de raios-X. Portanto, quando esta projeção é

empregada para examinar o paciente do sexo masculino de 10 anos de idade, usando tensão do tubo de 80 kVp, houve um aumento de 42% e 77% no coração e estômago, respectivamente, em comparação com o uso da projeção LAO65. Comportamento semelhante foi encontrado para o fígado, localizado no lado direito do paciente. Quando a projeção LAO65 foi usada, o fígado apresentou um aumento de 53% no CC[H_T] em relação à projeção RAO65.

Considerando as possíveis alterações das células sanguíneas devido a radiação, também avaliou-se a dose no sangue. Para o paciente masculino e feminino o maior valor de CC[H_T] para o sangue foi de 5,9E-01 mSv/Gy.cm² (0,1%), usando a projeção RAO65 e energia de fótons de 80 keV.

A Tabela 4.1 apresenta os valores de CC[E] para os pacientes determinados utilizando a equação 3.2. Esses valores aumentam com o aumento da tensão do tubo de raios-X. Considerando todas as projeções, a RAO65 é a mais crítica para o paciente. Nesta projeção, os órgãos localizados no lado esquerdo do paciente, como o estômago e o coração, estão mais próximos do tubo de raios-X. Com isso, a dose equivalente nesses órgãos é maior em relação às outras projeções e, portanto, o valor de CC[E] é o mais alto quando essa projeção é usada.

Vários estudos em CI foram realizados usando simulação de Monte Carlo para determinar o CC[E] e o CC[H_T] para pacientes adultos, representados por simuladores antropomórficos com base em voxel ou modelos matemáticos (JOHNSON *et al.*, 2009; BOR *et al.*, 2004; STISOVA *et al.*, 2004). Por serem procedimentos complexos, características como ângulos de projeção, qualidade dos espectros de raios-X e tamanhos diferentes de simuladores antropomórficos refletem na variação dos resultados entre os estudos e, portanto, é difícil fazer uma comparação mais completa dos resultados obtidos neste trabalho com os apresentados na literatura.

Tabela 4.1. CC[E] (mSv/Gy.cm²) para exposições médicas, calculados para os simuladores antropomórficos virtuais pediátricos de 10 anos de idade (M10 e F10). As incertezas estatísticas estão apresentadas entre parênteses (%).

Tensão no tubo (kV)	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65	Média
60	1,1E-01 (0,2)	1,5E-01(0,2)	1,5E-01(0,3)	1,7E-01(0,3)	1,6E-01 (0,3)	2,2E-01 (0,3)	1,6E-01 (0,3)
70	1,4E-01 (0,2)	1,8E-01 (0,2)	1,8E-01 (0,3)	2,1E-01 (0,2)	2,0E-01 (0,2)	2,6E-01 (0,2)	1,9E-01 (0,2)
80	1,7E-01 (0,2)	2,1E-01 (0,2)	2,1E-01 (0,2)	2,4E-01 (0,2)	2,3E-01 (0,2)	3,1E-01 (0,2)	2,3E-01 (0,2)

4.2 Avaliação da exposição ocupacional

Os resultados dos valores de $CC[E]$ e $CC[H_T]$ de cada médico (FASH3 e MASH3), em função das projeções do feixe e da tensão do tubo, são fornecidos nas Tabelas A.7 - A.12 (Apêndice A).

Os valores dos CC para os órgãos e tecidos dos profissionais dependem de vários fatores. Ao aumentar a tensão do tubo, também aumentará a energia dos fótons espalhados sobre os profissionais e, como resultado, levará a valores mais altos de $CC[H_T]$. Além disso, outro fator é o tamanho, distribuição e a localização dos órgãos em relação à região examinada do paciente. Os órgãos localizados dentro ou perto da cavidade torácica do médico, como pulmões, estômago e tireoide, estão entre os mais irradiados. O principal motivo é que eles estão mais próximos do centro espalhador, que é a região torácica do paciente. Por outro lado, os médicos devem usar a cortina de chumbo pendurada na mesa. Dessa forma, as regiões inferiores da equipe médica, onde estão localizadas as gônadas e a bexiga ficam bem protegidas e, portanto, obtêm o menor valor de $CC[H_T]$ em comparação com os demais órgãos e tecidos.

A Tabela 4.2 mostra os valores de $CC[E]$ para cada projeção e o valor médio resultante dessas projeções para a exposição ocupacional em função da variação da tensão do tubo.

Tabela 4.2. Valores médios de CC[E] ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para exposições ocupacionais determinadas para o MASH3 e FASH3, em função da tensão do tubo, para paciente de 10 anos de idade. As incertezas estatísticas estão apresentadas entre parênteses (%).

Tensão no tubo (kV)	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65	Média
60	1,6E-02 (4,0)	1,5E-02 (4,0)	2,9E-02 (7,0)	1,5E-02 (4,0)	1,4E-02 (5,0)	1,1E-02 (4,0)	1,6E-02 (5,0)
70	3,2E-02 (5,0)	2,5E-02 (4,0)	4,2E-02 (4,0)	2,7E-02 (4,0)	2,5E-02 (6,0)	1,8E-02 (7,0)	2,8E-02 (5,0)
80	6,1E-02 (4,0)	3,9E-02 (4,0)	6,0E-02 (3,0)	4,4E-02 (4,0)	4,3E-02 (4,0)	3,0E-02 (4,0)	4,6E-02 (4,0)

A projeção do feixe LAO65 apresentou os maiores valores de CC[E] para os profissionais (ver Tabela 4.2). Mesmo considerando a barreira de proteção lateral, nessa projeção há uma grande quantidade de radiação retroespalhada pelo paciente e pela a mesa do paciente, o que é uma provável explicação para os maiores valores de CC[E] nessa projeção. Uma ilustração da radiação retroespalhada pode ser conferida na Figura 4.1 da subseção 4.2.2.

Comparado com outros órgãos avaliados, o cérebro em quase todas as projeções, recebeu um dos maiores valores de CC[H_T]. Considerando isso, atenção deve dada a esse órgão, pois na prática clínica o protetor cerebral nem sempre é utilizado.

As consequências para as doses de radiação no cérebro ainda são desconhecidas e, a literatura não apresentou estudos conclusivos relacionando a dosimetria e os riscos radiológicos para profissionais envolvidos em procedimentos de RI (PICANO *et al.*, 2012). No entanto, é importante enfatizar que o câncer é um efeito estocástico e, portanto, devemos minimizar a dose ao máximo, pois o efeito estocástico não possui uma dose limiar para se manifestar.

Considerando as doses sanguíneas para a equipe médica, os maiores valores de CC[H_T] foram obtidos nas projeções CAUD60 com tensão no tubo de 80 kV. O máximo valor de CC[H_T] para a FASH3 foi de $7,1\text{E-}2 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$ (1,7%) e para o simulador MASH3 foi $8,2\text{E-}02 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$ (1,5%).

4.2.1 Avaliação da eficiência dos EPIs e de protetores suspensos

Para avaliar a eficiência dos equipamentos de proteção individual (avental, óculos plumbíferos, protetor de tireoide e de cérebro) e protetores suspensos (cortina de chumbo e barreira móvel de vidro plumbífero), foram determinados os valores de CC[E] para cada caso, incluindo um cenário de exposição sem os protetores individuais e suspensos e comparados com valor de referência (utilização de todos os protetores individuais e suspensos). Os resultados são apresentados na Tabela 4.3 e comparados com o cenário de referência, composto com todos os dispositivos de proteção (Figura 3.2).

O principal objetivo com esse tipo de comparação é destacar a importância relacionada à utilização dos EPIs e de todos os equipamentos de proteção disponíveis para os profissionais envolvidos nos procedimentos de CI.

Tabela 4.3. CC[E] ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) médio calculado para o simulador MASH3 e FASH3 para exposições ocupacionais para diferentes configurações e tensão do tubo de 80 kVp. As incertezas estatísticas são apresentadas no primeiro parênteses (%). O segundo parênteses apresenta a diferença percentual entre o valor da configuração estudada e o valor de referência.

Configuração	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65	Média
Referência*	6,1E-02 (2,6)	3,9E-02 (4,0)	6,0E-02 (3,0)	4,4E-02 (3,5)	4,3E-02 (3,5)	3,0E-02 (3,5)	4,6E-02 (4,0)
Avental com frestas laterais	2,9E-02 (5,0) (-53%)	2,5E-02 (3,0) (-37%)	4,8E-02 (4,0) (-20%)	3,2E-02 (4,0) (-26%)	2,5E-02 (4,5) (-41%)	2,2E-02 (3,5) (-25%)	3,0E-02 (3,3) (-35%)
Sem avental	1,4E+00 (1,0) (2113%)	8,0E-01 (1,0) (1938%)	1,2E+00 (1,0) (1817%)	1,1E+00 (1,0) (2314%)	9,6E-01 (1,0) (2159%)	2,8E-01 (1,0) (832%)	9,3E-01 (4,0) (1925%)
Sem protetor de cérebro	6,3E-02 (2,5) (3%)	4,2E-02 (4,0) (6%)	6,6E-02 (3,0) (10%)	4,8E-02 (3,5) (9%)	4,6E-02 (3,5) (7%)	3,3E-02 (3,5) (12%)	4,9E-02 (1,0) (8%)
Sem EPI e nenhuma proteção suspensa	4,1E+00 (0,1) (6539%)	3,3E+00 (0,1) (8233%)	4,3E+00 (0,1) (6983%)	4,5E+00 (1,0) (10245%)	3,4E+00 (1,0) (7782%)	1,1E+00 (1,0) (3459%)	3,4E+00 (3,3) (7323%)
Sem óculos plumbífero	6,4E-02 (2,5) (4%)	4,3E-02 (4,0) (9%)	6,3E-02 (3,0) (5%)	4,6E-02 (3,5) (5%)	4,5E-02 (3,5) (5%)	3,1E-02 (3,5) (5%)	4,8E-02 (0,6) (5%)
Sem cortina de chumbo	1,8E-01 (1,0) (195%)	1,6E-01 (1,0) (297%)	9,5E-02 (1,0) (58%)	8,8E-02 (1,0) (101%)	1,4E-01 (1,0) (218%)	8,7E-02 (1,0) (193%)	1,2E-01 (3,3) (168%)
Sem protetor suspenso	2,1E-01 (1,0) (244%)	1,5E-01 (1,0) (285%)	3,5E-01 (1,0) (483%)	3,4E-01 (1,0) (682%)	2,1E-01 (1,0) (382%)	7,6E-02 (1,0) (158%)	2,2E-01 (1,0) (383%)
Sem protetor de tireoide	6,2E-02 (2,5) (2%)	4,1E-02 (4,0) (4%)	6,7E-02 (3,0) (12%)	4,6E-02 (3,5) (6%)	4,4E-02 (3,5) (2%)	3,2E-02 (3,5) (8%)	4,9E-02 (3,3) (6%)

*Cenário composto com todos os EPIs (avental, óculos plumbífero, protetor de tireoide e de cérebro) e protetores suspensos (cortina de chumbo e barreira móvel de vidro plumbífero).

Como pode ser visto na Tabela 4.3, o CC[E] sem EPI e sem qualquer equipamento de proteção suspenso, será sempre maior do que aqueles valores com o equipamento de proteção, o que já era esperado. O interessante nessa comparação são as porcentagens de aumento nos valores de CC[E]. Resultados bastante interessantes e que chamam atenção foram a contribuição do aumento das doses devido à radiação transmitida pelas lacunas laterais do avental plumbífero. Quando comparados com a configuração de referência, os resultados dos valores de CC[E] indicaram que ela é responsável por um aumento de até 53% (CAUD60) e um aumento médio de 35%. A não utilização de avental plumbífero resultou num aumento de até 2314% (LAO90) e uma média por projeção de 1925% dos valores de CC[E]. A remoção de todos os equipamentos de proteção aumentou as doses em até 10245% (LAO90) e um aumento médio de 7323%. Entende-se, entretanto, que a não utilização de EPI em CI não é comum e nem aceitável. Além dos EPIs, os resultados deste estudo mostram a importância da utilização da cortina de chumbo e de protetores suspensos. Quando a cortina e os protetores suspensos não são utilizados um aumento de até 297% (CRAN60) e de 682% (LAO90) são alcançados, respectivamente, em relação ao valor de referência. Além destes resultados, também foi avaliada a não utilização de óculos plumbífero, protetor de tireoide e protetor de cérebro. O aumento máximo dos valores de CC[E] quando o protetor de cérebro, óculos plumbífero e o protetor de tireoide não foram utilizados foi de 12% (RAO65), 9% (CRAN60) e 12% (LAO65), respectivamente.

Além do modelo de óculos adotado como referência, neste estudo, foi avaliado o modelo M1, que também é bastante utilizado por médicos intervencionistas. Estes dois modelos, posteriormente, foram substituídos por protetores faciais (F1 e F2) (Figura 3.3). Os resultados dos valores de CC[E] e de CC[H_T] em função da projeção do feixe e dos modelos de óculos (referência e M1) e de protetor de face (F1 e F2) estão apresentados na Tabela 4.4. Como pode ser observado, os modelos de protetores de face protegem mais eficientemente os olhos, em comparação com os dois modelos de óculos (referência e M1). Essa proteção ainda é mais eficiente quando o modelo F2 é utilizado, já que se estende desde o nível dos olhos até a tireoide e, por isso, oferece maior proteção. De maneira geral, o modelo de óculos de referência é mais eficiente do que o modelo M1, fato que pode ser atribuído ao material de blindagem adicional na abertura do nariz, que provavelmente blindou parte dos fótons espalhados do paciente, mesa do paciente e de outros equipamentos presente no interior da sala, que chega a região da cabeça do médico.

A projeção que registrou menores valores de CC[E] e CC[H_T] foi a RAO65. Nesta projeção, o feixe incidente atravessa uma espessura maior do paciente e o tubo de raios-X está abaixo da cama do paciente, que atenuam o feixe de radiação. Como pode observar na Figura

4.1, as doses nos olhos e na lente dos olhos dependem não apenas do modelo de óculos, mas, também, da direção do feixe.

Tabela 4.4. CC[E] e CC[H_T] (μSv/Gy.cm²) para exposições ocupacionais calculados para o simulador antropomórfico MASH3 usando dois modelos de óculos (referência e M1), e dois protetores de face (F1 e F2) para tensão do tubo de 80 kVp. As incertezas são apresentadas no primeiro parênteses (%) e as diferenças percentuais em relação ao óculos de referência são apresentadas no segundo parênteses.

Projeção	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65	Média
CC[H _T]	Óculos plumbífero de referência						
Superfície óssea	6,4E-02(0,4)	5,8E-02 (0,4)	5,5E-02 (0,5)	4,6E-02(0,5)	4,7E-02(0,5)	3,1E-02 (0,6)	5,0E-02 (0,5)
Lente dos olhos	5,7E-02(4,7)	6,7E-02 (4,0)	6,4E-02 (5,2)	4,7E-02(5,2)	5,2E-02(4,9)	3,1E-02 (6,8)	5,3E-02 (5,6)
CC[E]	6,4E-02(2,0)	4,3E-02 (2,0)	6,9E-02 (3,0)	4,3E-02(3,0)	4,4E-02(3,0)	3,1E-02 (3,0)	4,9E-02 (3,3)
CC[H _T]	M1						
Superfície óssea	6,1E-02 (0,4) (-5%)	5,5E-02 (0,4) (-5%)	5,3E-02 (0,5) (-4%)	4,4E-02 (0,5) (-4%)	4,5E-02 (0,5) (-4%)	2,9E-02 (0,6) (-6%)	4,8E-02 (0,5) (-5%)
Lente dos olhos	7,6E-02 (4,2) (33%)	9,1E-02 (3,4) (36%)	5,7E-02 (5,5) (-11%)	4,2E-02 (5,2) (-11%)	6,2E-02 (4,7) (19%)	2,7E-02 (6,8) (-13%)	5,9E-02 (5,0) (12%)
CC[E]	6,2E-02 (2,0) (-3%)	4,2E-02 (2,0) (-2%)	6,8E-02 (3,0) (-1%)	4,3E-02 (3,0) (0.2%)	4,2E-02 (3,0) (-5%)	3,0E-02 (3,0) (-3%)	4,8E-02 (3,3) (-2%)
CC[H _T]	F1						
Superfície óssea	4,2E-02 (0,5) (-34%)	3,6E-02 (0,5) (-38%)	3,3E-02 (0,6) (-40%)	3,0E-02 (0,5) (-35%)	3,0E-02 (0,6) (-36%)	2,0E-02 (0,8) (-35%)	3,2E-02 (0,6) (-37%)
Lente dos olhos	8,5E-03 (11) (-85%)	6,3E-03 (12) (-91%)	4,9E-03 (16) (-92%)	6,0E-03 (14) (-87%)	7,2E-03 (12) (-86%)	4,8E-03 (16) (-85%)	6,3E-02 (14) (-88%)
CC[E]	5,3E-02 (2,0) (-17%)	3,3E-02 (2,0) (-23%)	5,8E-02 (3,0) (-16%)	3,5E-02 (3,0) (-19%)	3,5E-02 (3,0) (-20%)	2,4E-02 (3,0) (-23%)	4,0E-02 (2,7) (-19%)
CC[H _T]	F2						
Superfície óssea	3,5E-02 (0,5) (-45%)	3,1E-02 (0,5) (-47%)	2,5E-02 (0,6) (-55%)	2,4E-02 (0,6) (-48%)	2,5E-02 (0,7) (-47%)	1,6E-02 (0,8) (-48%)	2,6E-02 (0,7) (-48%)
Lente dos olhos	8,1E-03 (11) (-86%)	5,6E-03 (12) (-92%)	4,9E-03 (16) (-92%)	5,7E-03 (14) (-88%)	6,6E-03 (13) (-87%)	4,7E-03 (16) (-85%)	5,9E-02 (14) (-89%)
CC[E]	4,8E-02 (2,0) (-25%)	2,9E-02 (2,0) (-33%)	5,0E-02 (3,0) (-28%)	3,0E-02 (3,0) (-30%)	3,1E-02 (3,0) (-30%)	1,9E-02 (3,0) (-39%)	3,5E-02 (2,7) (-30%)

4.2.2 Avaliação da radiação espalhada no interior da sala de CI

A distribuição da radiação espalhada no interior da sala e que chega a equipe médica é o resultado de um conjunto complexo de fatores, que foi pouco avaliado por outros estudos. Para entender melhor os fatores que afetam o espalhamento da radiação, este estudo apresentou um modelo de cenário de exposição com uma série de equipamentos comuns de uma sala de CI. Além dos equipamentos, a posição do cardiologista em relação ao ângulo de projeção do feixe e o tubo de raios-X, são alguns dos fatores que influenciam diretamente na exposição dos profissionais e, por isso, foram avaliados.

Neste estudo, foi utilizado o cartão *tally mesh* do código MCNPX2.7.0 para gerar a fluência de fótons no interior da sala de CI para dois tipos de cenários: um com os profissionais utilizando EPIs (avental, protetor de tireoide, óculos plumbífero, protetor de cérebro), barreira de proteção de vidro plumbífero suspensa e cortina de chumbo presa a mesa cirúrgica (Figura 4.1 (A)) e o segundo cenário sem nenhuma dessas proteções (Figura 4.1 (B)). As Figuras 4.1 (A) e (B) mostram a radiação espalhada que chega ao médico em função da projeção do feixe, resultante da exposição durante procedimento de CI de uma criança de 10 anos de idade e tensão do tubo de 80 kVp. Neste cenário, o médico foi representado pelo o simulador antropomórfico MASH3, e está localizado a 20 cm do lado direito do paciente. Estas Figuras exibem variações da radiação espalhada, destacando regiões onde a fluência de fótons é mais intensa e menos intensa. Como esperado, a região próxima do tórax do paciente possui fluência de fótons mais intensa (Vide Figura 4.1), que traduz em maiores valores de CC para os órgãos e tecidos localizados nessa região. Como pode ser visto, o lado esquerdo do médico é a região com maior quantidade de fótons espalhados, mas o uso de equipamentos de proteção suspensos protege parte desses fótons, evitando maiores exposições ocupacionais. Devido à radiação retroespalhada da mesa cirúrgica e, sobretudo, do paciente, pode-se observar que a projeção LAO65 foi a que mais contribui para exposição ocupacional.

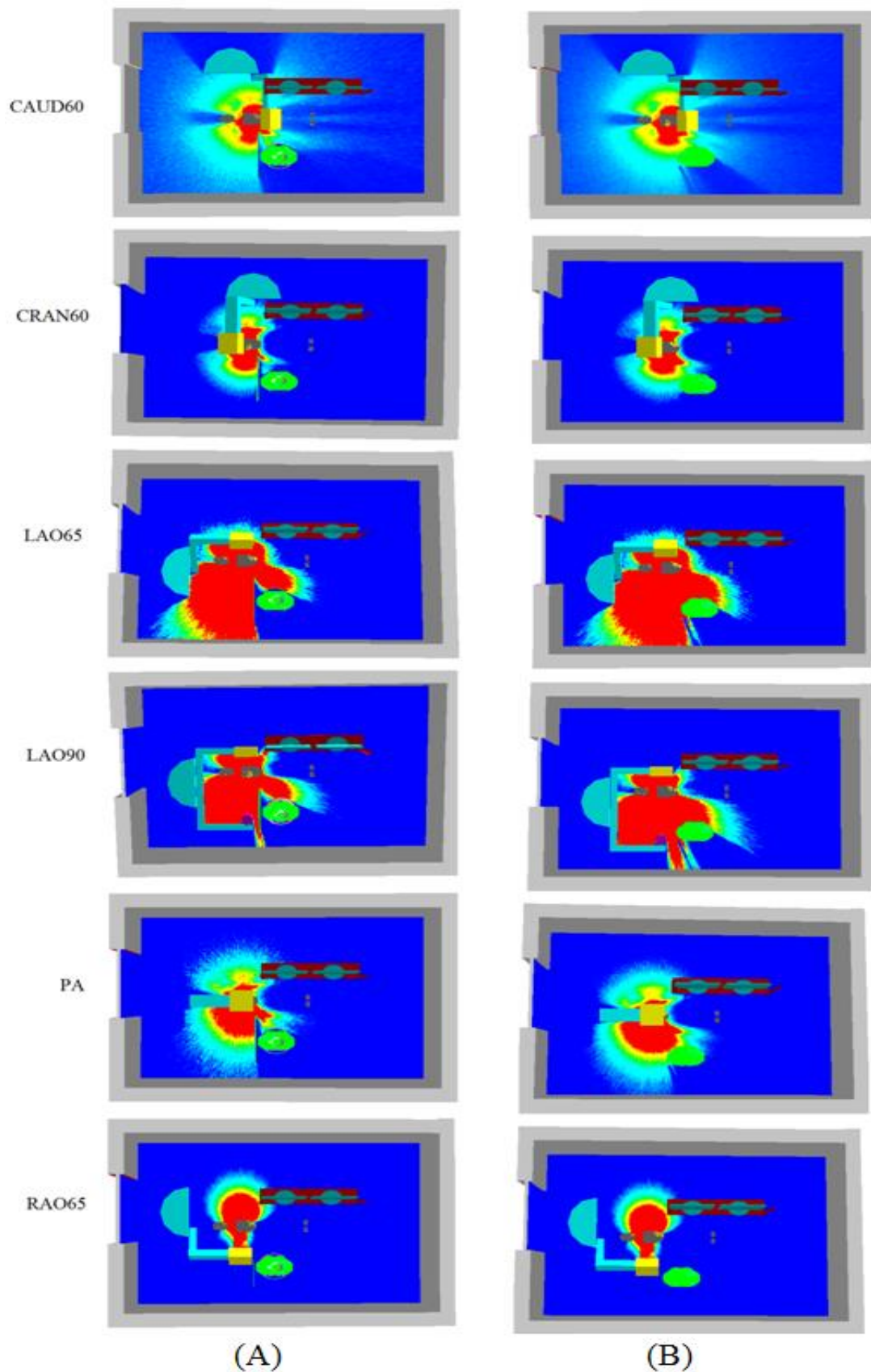


Figura 4.1. Vista 2-D da fluência de fótons (MeV/cm²/partícula) no interior da sala de CI em função da projeção do feixe: (A) Cenários com EPIs, protetores suspensos e cortina de chumbo e (B) sem nenhuma proteção.

CAPÍTULO 5: CONCLUSÕES

Neste estudo foi utilizado o código de transporte de radiação MCNPX2.7.0 e quatro simuladores antropomórficos, dois adultos representando os profissionais médicos, e dois pediátricos de 10 anos de idade de ambos os gêneros. Esses simuladores foram utilizados para representarem uma configuração típica de cardiologia intervencionista pediátrica. Em todos os cenários de exposição foi determinado, simultaneamente, para o médico e paciente um conjunto de valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$, todos normalizados pelo o produto dose-área (PDA).

Por meio dos resultados apresentados neste estudo, pode-se concluir que todos os valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$ aumentam com o aumento da tensão do tubo de raios-X. Portanto, uma baixa tensão do tubo deve ser selecionada, levando em consideração a qualidade da imagem. Na prática, isso já é levado em consideração, pois os equipamentos modernos têm controle automático de exposição.

Para a situação mais crítica, ou seja, quando o paciente foi submetido a uma tensão de 80 kVp, os órgãos mais irradiados e que obtiveram maiores valores de $CC[H_T]$, média das seis projeções, foram aqueles localizados dentro ou próximos do FOV, como os pulmões ($7,4E-01$ mSv/Gy.cm²), fígado ($7,4E-01$ mSv/Gy.cm²), coração ($5,4E-01$ mSv/Gy.cm²), esôfago ($4,6E-01$ mSv/Gy.cm²) e estômago ($3,9E-01$ mSv/Gy.cm²). O maior valor médio de $CC[E]$ foi de $2,3E-01$ mSv/Gy.cm².

Para exposição ocupacional, a não utilização do avental plumbífero, da cortina de chumbo, presa a mesa cirúrgica, e do protetor lateral de vidro plumbífero suspenso, todos com espessura de 0,5mm de Pb, quando comparado com uma situação de referência, gera um aumento médio no valor de $CC[E]$ de 1925%, 168% e 383%, respectivamente.

Outro resultado interessante deste estudo é que 35% dos valores de $CC[E]$ para exposição ocupacional é gerado pelas cavidades laterais do avental e, por isso, este estudo recomenda que os profissionais médicos utilizem avental bem ajustado ao corpo.

Comprovando o que era esperado, os órgãos e tecidos do médico cardiologista localizados próximos ao centro espalhador (tórax do paciente) foram os mais expostos. Para uma tensão do tubo de 80 kVp, a média dos $CC[H_T]$ calculadas para a FASH3 e o MASH3, que representam os profissionais médicos, foram: medula óssea vermelha ($0,13$ μSv/Gy.cm²), cérebro ($0,13$ μSv/Gy.cm²), tireoide ($0,12$ μSv/Gy.cm²), glândulas salivares ($0,11$ μSv/Gy.cm²), pele ($0,11$ μSv/Gy.cm²). O valor de $CC[E]$ médio para dose efetiva resultante das seis projeções foi de $4,6E-02$ μSv/Gy.cm², que é menor comparado com os resultados da literatura. No entanto, até onde foi pesquisado, não ficou claro na literatura se os resultados publicados foram obtidos com uso de protetor suspenso. Desconsiderando o uso de protetor suspenso o $CC[E]$ médio deste

estudo foi de $0,22 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$, que está dentro do intervalo apresentado na literatura, que varia entre $0,02 - 0,23 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$.

Os protetores faciais apresentaram uma redução média no $\text{CC}[\text{H}_\text{T}]$ de até 89% para a lente dos olhos e de 48% para a superfície óssea. Quanto ao modelo de óculos plumbífero, os resultados apresentados deixam claro que a geometria dos óculos plumbíferos interfere na proteção da lente dos olhos. Neste sentido, sempre que for possível, é importante utilizar óculos com o mínimo de abertura entre a face e os olhos para evitar a entrada de fótons espalhados por frestas e, por isso, o modelo M1, em média, mostrou ser o menos eficiente em relação ao modelo de referência, apresentando um aumento de até 12% no $\text{CC}[\text{HT}]$ para lente dos olhos. Além do tipo de óculos plumbífero, a direção do feixe incidente é um fator importante na dosimetria da lente dos olhos.

Além do conjunto de valores de CC, foi modelado neste estudo, uma distribuição da radiação espalhada em torno do médico cardiologista, durante o procedimento intervencionista cardíaco, de uma criança de 10 anos de idade, com o tubo de raios-X operando com tensão de 80 kVp, que foi considerado a configuração mais crítica para os profissionais. O modelo apresentado da distribuição da radiação espalhada dentro da sala é uma ferramenta importante para os profissionais adotarem uma posição segura, que alinhada aos ajustes adequados da angulação do feixe, pode diminuir a dose na equipe médica, sem comprometer a habilidade do serviço e o resultado do procedimento de CI.

TRABALHOS ORIGINADOS DURANTE O MESTRADO

Artigos publicados em periódicos

PEREIRA, M. A. M., SILVEIRA, L. M., NANNINI, F., NEVES, L. P., PERINI, A.P., SANTOS, C. J., BELINATO, W., SANTOS, W.S. **Dosimetric evaluation of individuals to ^{238}U series, ^{232}Th series and ^{40}K radionuclides present in Brazilian ornamental rocks using computational simulation.** *Ecotoxicology and Environmental Safety*, v. 173, p. 401-410, 2019.

SANTOS, W.S., BELINATO, W., PERINI, A.P., CALDAS, L.V.E., GALEANO, D.C., SANTOS, C.J., NEVES, L.P. **Occupational exposures during abdominal fluoroscopically guided interventional procedures for different patient sizes - A Monte Carlo approach.** *Physica Medica-European Journal of Medical Physics*, v. 45, p. 35-43, 2018.

BELINATO, W., SILVA, R.M.V., PERINI, A.P., NEVES, L.P., SANTOS, C.J., SOUZA, D. N., SANTOS, W.S. **Monte Carlo dosimetric evaluation in PET exams for patients with different BMI and heights.** *Radiation Physics and Chemistry*, v. 151, p. 36-41, 2018.

SANTOS, C.J., SANTOS, W.S., PERINI, A.P., VALERIANO, C.C.S., BELINATO, W., CALDAS, L.V.E., NEVES, L. P. **Evaluation of polymer gels using Monte Carlo simulations.** *Radiation Physics and Chemistry*, v. 167, p. 108234, 2020.

Trabalhos apresentados em congressos

VELOSO, H. Y. O., SOUZA, R. E., TAMURA, T. M., CHAVES, G., NEVES, L. PEREIRA., PERINI, A. P., SANTOS, C. J., BELINATO, W., SANTOS, W.S. **Utilização do código MCNPX e simulador antropomórfico virtual para fazer uma avaliação dosimétrica dos trabalhadores em campos terrestre de extração de petróleo e gás natural.** XIV CONGRESSO DE FÍSICA APLICADA À MEDICINA. BOTUCAT/SP, 2018.

CUNHA, J. V. O., CAMBRIA, V., NEVES, L. P., PERINI, A.P., BELINATO, W., SANTOS, C. J., SANTOS, W. S. **Avaliação dosimétrica em vítimas contaminadas por detonação de dispositivos de dispersão radiológica.** XIV CONGRESSO DE FÍSICA APLICADA À MEDICINA. BOTUCAT/SP, 2018

CAMBRIA, V., CUNHA, J. V. O., NEVES, L. P., PERINI, A. P., SANTOS, C. J., BELINATO, W., SANTOS, W.S. **Estudo dosimétrico decorrente da contaminação radioativa da pele de**

criança: abordagem computacional. XIV CONGRESSO DE FÍSICA APLICADA À MEDICINA. BOTUCAT/SP, 2018.

PEREIRA, M.A.M., SILVEIRA, L. M., NEVES, L. P., PERINI, A. P., SANTOS, C.J., BELINATO, W., SANTOS, W.S. **Estudo da exposição de indivíduos ao 40k presente em rochas ornamentais de dois estados brasileiros utilizando simulação computacional.** XIV CONGRESSO DE FÍSICA APLICADA À MEDICINA. BOTUCAT/SP, 2018.

SOUZA, R. E., TAMURA, T. M., VELOSO, H. Y. O., CHAVES, G., NEVES, L. P., PERINI, A. P., BELINATO, W., GALEANO, D. C., SANTOS, C. J., SANTOS, W. S. **Avaliação dosimétrica em atividade de navegação utilizando método de Monte Carlo.** XIV CONGRESSO DE FÍSICA APLICADA À MEDICINA. BOTUCAT/SP, 2018.

REFERÊNCIAS

- BACHER, K., BOGAERT, E., LAPERE, R., DE WOLF, D., THIERENS, H. Patient-specific dose and radiation risk estimation in pediatric cardiac catheterization. **Circulation**, 111(1), 83-9, 2005. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000151098.52656.3A>
- BOGAERT, E., BACHER, K e THIERENS, H. Interventional cardiovascular procedures in Belgium: Effective dose and conversion factors. **Radiat Prot Dosim**, 73, 1-6, 2008. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn021>
- BOR, D., ONAL, E., OLGAR, T., CAGLAN, A., TOKLU, T. Measurment and estimation of cardiologist dose received in interventional examinations. **AAPM 48th Annual Meeting**. Orlando, USA, 2006.
- BOR, D., SANCAK, T., OLGAR, T., ELCIM, Y., ADANALI, A., SANLIDELK, U., AKYAR, S. Comparasion of e_ective doses obtained from dose area product and air kerma measurements in interventional radiology. **Br J Radiol**, 77(916), 315-22, 2004. <https://doi.org/10.1259/bjr/29942833>
- BORREGO, D., SIRAGUSA, D. A., BALTER, S. B. W. E. A hybrid phantom system for patient skin and organ dosimetry in fluoroscopically guided interventions. **Med Phys**, 44(9), 4928-42, 2017. <https://doi.org/10.1002/mp.12419>
- BOZKURT, A., BOR, D. Simultaneous determination of equivalent dose to organs and tissues of the patient and of the physician in interventional radiology using the Monte Carlo method. **Phys Med Biol**, 52(2), 317-30, 2007. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/2/001>
- BRIESMEISTER, J.F. MCNP 4^a. **Monte Carlo N-Particle Transport System**. Los Alamos. New Mexico: Los Alamos National Laboratory, 1993.
- 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.

CAON, M., BIBBO, G., PATTISON, J. An EGS4-ready tomographic computational model of a 14-year-old female torso for calculating organ doses from CT examinations. **Phys Med Biol**, 44, 2213–2225, 1999. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/44/9/309>

CASSOLA, V. F., KRAMER, R., BRAYNER, C., KHOURY, H. J. Posture specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo based simulations for radiological protection. **Phys Med Biol**, 55(15), 4399-430, 2010. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/15/014>

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

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR.- CNEN NE 3.01. Diretrizes Básicas de Radioproteção, Diário Oficial da União, Brasília, 2005.

CRANLEY, K., GILMORE, B. J., FOGARTY, G. W. A., DESPONDS, L. **Catalogue of diagnostic x-ray spectra and other data. Institute of Physics and Engineering in Medicine.** Report 78 York: IPeM, 1997.

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

CRISTY, M., ECKERMAN, K. F. **Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources: I methods, II one year old, III five year old, IV ten year old, V fifteen year old male and adult female, VI new-born and VII adult male.** Oak Ridge National Lab, ORNL/TM 8381/V1-V7, 1987. <https://doi.org/10.2172/6233638>

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

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

EFSTATHOPOULOS, E. P., MAKRYGIANNIS, S. S., KOTTOU, S., KARVOUNI, E., GIAZITZOGLOU, E., KOROVESIS, S., TZANALARIDOU, E., RAPTOU, P. D., KATRITSIS, D. G. Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention. **Phys Med Biol**, 48, 3059-3068, 2003. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/18/307>

EU. EUROPEAN COMMISSION. **European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-ray Procedures, Radiation Protection 154**. European Commission, Luxembourg, 2008.

FAULKNER, K e WERDUCH, A. An estimate of the collective dose to the European population from cardiac x-ray procedures. **Brit J Radiol**, 81, 955–962, 2008. <https://doi.org/10.1259/bjr/74139823>

FLETCHER, D. W., MILLER, D. L., BALTER, S., TAYLOR, M. A. Comparison of four techniques to estimate radiation dose to skin during angiographic and interventional radiology procedures. **J Vasc Interv Radiol**, 13, 391-7, 2002. [https://doi.org/10.1016/S1051-0443\(07\)61742-4](https://doi.org/10.1016/S1051-0443(07)61742-4)

HARBON, R. W., DREUIL, S., BERNIER, M. O., PEARCE, M. S., THIERRY-CHEF, C. L., CHAPPLE, B. H. Patient radiation doses in paediatric interventional cardiology procedures: a review. **J Radiol Protec**, 36(4), 131-44, 2016. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/36/4/R131>

HIJAZI, Z. M., AWAD, S. M. Pediatric cardiac interventions. **JACC Cardiovasc Interv**, 1(6), 603-11, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.jcin.2008.07.007>

HUO, W., FENG, M., PI, Y., CHEN, Z., GAO, Y., X U, G. Monte Carlo calculations for reporting patient organ doses from interventional radiology. **EPJ Web of Conferences**, 153, 04-016, 2017. <https://doi.org/10.1051/epjconf/201715304016>

ICRP 103. **Recommendations of the ICRP publication 103**. Elsevier, 37, 61-62, 2007.

ICRP 116. **Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures**. The 2010 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP). Publication 116 Ann. ICRP, 2010.

ICRP 23. **Report of the Task Group on Reference Man**. Oxford: International Commission on Radiological Protection (ICRP). Publication 23 Pergamon Press, 1975.

ICRP 85. **Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures**. ICRP Publications 85. Annals of the ICRP 30, Oxford, UK: Pergammon Press, 2000.
[https://doi.org/10.1016/S0146-6453\(01\)00004-5](https://doi.org/10.1016/S0146-6453(01)00004-5)

ICRP 89. **Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values**. Oxford: International Commission on Radiological Protection (ICRP). Publication 89 Pergamon Press, 2002.

ICRU 46. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. **Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues**. Bethesda, MD, ICRU Rep. 46, 1992.

ICRU 48. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. **Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection**, Bethesda, MD, ICRU Rep. 48, 1992.

JOHNSON, P., LEE, C., JOHNSON, K., SIRAQUSA, D., BOLCH, W. E. The influence of patient size on dose conversion coefficients: a hybrid phantom study for adult cardiac catheterization. **Phys Med Biol**, 54(12), 3613-29, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/12/001>

KATRITSIS, D. Radiation exposure of patients and coronary arteries in the stent era: A prospective study. **Catheter. Cardiovasc Interv**, 51, 259-264, 2000.
[https://doi.org/10.1002/1522-726X\(200011\)51:3<259::AID-CCD2>3.0.CO;2-I](https://doi.org/10.1002/1522-726X(200011)51:3<259::AID-CCD2>3.0.CO;2-I)

KIM, C. H., CHOI, S. H., JEONG, J. H., LEE, C., CHUNG, M. S. HDRK-Man: A whole-body voxel model based on high-resolution color slice images of a Korean adult male cadaver. **Phys Med Biol**, 53, 4093–4106, 2008. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/15/006>

KIM, K. P., MILLER, D., DE GONZALEZ, A. B., BALTER, S., KLEINERMAN, R. A., OSTROUMOVA, E., SIMON, S. L., LINET, M. S. Occupational Radiation Doses to Operators Performing Fluoroscopically-Guided Procedures. **Health Phys**, 103(1), 80- 99, 2012. <https://doi.org/10.1097/HP.0b013e31824dae76>

KOTTOU, S., KOLLAROS, N., PLEMMENOS, C., MASTORAKOU, I., APOSTOLOPOULOU, S. C., TSAPAKI, V. Towards the definition of Institutional diagnostic reference levels in paediatric interventional cardiology procedures in Greece. **Phys Med**, 46:52-8, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.01.009>

KOUKORAVA, C., FARAH, J., STRUELENS, L., CLAIRAND, I., DONADILLE, L., VANHAVERE, F., DIMITRIOU, P. Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses. **J Radiol Prot**, 34(4), 509-28, 2014. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/34/3/509>

KRAMER, R., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W., LOUREIRO, E. C. M., LIMA, V. J. M., LIMA, F. R. A., HOFF, G. All about FAX: A Female adult voxel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Phys Med Biol**, 49, 5203–5216, 2004. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/23/001>

KRAMER, R., VIEIRA, J. W., KHOURY, H. J., LIMA, F. R., FUELLE, D. All about MAX: A male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Phys Med Biol**, 48, 1239–1262, 2003. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/10/301>

LEE, C., WILLIAMS, J. L., BOLCH, W. E. Whole-body voxel phantoms of paediatric patients-UF Series B. **Phys Med Biol**, 51, 4649–4661, 2006. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/18/013>

- LEE, C., WILLIAMS, J. L., BOLCH, W. The UF series of tomographic computational phantoms of pediatric patients. **Med Phys**, 32, 3537–3548, 2005. <https://doi.org/10.1118/1.2107067>
- MARSHALL, E. L., BORREGO, D., FUDGE, J. C., BOLCH, W. E. Organ doses in pediatric patients undergoing cardiac-centered uroscopically guided interventions: Comparison of three methods for computational phantom alignment. **Med Phys**, 45(8), 3926-38, 2018. <https://doi.org/10.1002/mp.13044>
- METROPOLIS, N., ULAM, S. The Monte Carlo method. **J Am Stat Assoc**, 44(247),335-41, 1949. <https://doi.org/10.1080/01621459.1949.10483310>
- MOONEY, R. B., MCKINSTY, C. S., KAMEL, H. A. Absorbed dose and deterministic effects to patients from interventional neuroradiology. **Br J Radiol**, 73, 745-51, 2000. <https://doi.org/10.1259/bjr.73.871.11089467>
- NAGAOKA, T., WATANABE, S., SAKURAI, K., KUNIEDA, E., TAKI, M., YAMANAKA, Y. Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry. **Phys Med Biol**, 49, 1–15, 2004. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/1/001>
- NIPPER, J. C., WILLIAMS, J. L., BOLCH, W. E. Creation of two tomographic voxel models of paediatric patients in the first year of life. **Phys Med Biol**, 47, 3143–3164, 2002. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/47/17/307>
- NRC. **Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2**, The National Academies Press, Washington, DC, 2006.
- OKUNO, E. Epidemiologia do câncer devido a radiações e a elaboração de recomendações. **Rev Bras Fís Méd**, 3(1), 43-55, 2009.
- PADOVANI, R., RODELLA, C.A. Staff dosimetry in interventional cardiology. **Radiat Prot Dosim**, 94, 99-103, 2001. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006490>

PELOWITZ, D. B. **MCNPX User's Manual, Version 2.7.0**. Report LA-CP-11-00438. Los Alamos National Laboratory, 2011.

PICANO, E., VANO, E., DOMENICI, L., BOTTAI, M., THIERRY-CHEF, I. Cancer and non-cancer brain and eye effects of chronic low-dose ionizing radiation exposure. **BMC Cancer**, 12, 157, 2012. <https://doi.org/10.1186/1471-2407-12-157>

POSTON, J. W., BOLCH, W., BOUCHET, B. L. **Mathematical models of the human anatomy, in Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine**, H. Zaidi and G. Sgouros, Eds. Bristol, U.K.: Institute of Physics, 108–132, 2002. <https://doi.org/10.1201/9781420033250-5>

SANG-HYUN, PARK, CHOONSIK LEE., JAI-KI LEE. Organ absorbed doses and effective doses to the patient and the medical staff in interventional radiology calculated from voxel phantom. **Journal of nuclear science and technology**, 309–312, 2008. <https://doi.org/10.1080/00223131.2008.10875850>

SANTOS, W. S., BELINATO, W., PERINI, A. P., CALDAS, L. V. E., GALEANO, D. C., SANTOS, C. J., NEVES, L. P. Occupational exposures during abdominal fluoroscopically guided interventional procedures for different patient sizes - a Monte Carlo approach. **Phys Med**, 45, 35-43, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.11.016>

SANTOS, W. S., CARVALHO JR., A. B., HUNT, J. G., MAIA, A. F. Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology. **Radiat Phys Chem**, 95, 177-180, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.01.036>

SANTOS, W. S., NEVES, L. P., PERINI, A. P., BELINATO, W., CALDAS, L. V. E., CARVALHO, A. B., MAIA, A. F. Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. **Phys Med**, 31(8), 929-33, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.06.011>

SATO, K., NOGUCHI, H., EMOTO, Y., KOGA, S., SAITO, K. Japanese adult male voxel phantom constructed on the basis of CT images. **Radiat Prot Dosim**, 123, 337–344, 2007. <https://doi.org/10.1093/rpd/nc1101>

SAYED, M. H. E., ROUSHDY, A. M., FARGHALY, H. E., SHERBINI, A. E. Radiation exposure in children during the current era of pediatric cardiac intervention. **Pediatr Cardiol**, 33(1), 27-35, 2012. <https://doi.org/10.1007/s00246-011-0064-z>

SCHULTZ, F. W., GELEIJNS, J., SPOELSTRA, F. M., ZOETELIEF, J. Monte Carlo calculations for assessment of radiation dose to patients with congenital heart defects and to staff during cardiac catheterizations. **Br J Radiol**, 76(909), 638-47, 2013. <https://doi.org/10.1259/bjr/21647806>

SIISKONEN, T., TAPIOVAARA, M., KOSUNEN, A., LEHTINEN, M., VARTIAINEN, E. Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. **Br J Radiol**, 80(954), 460-8, 2007. <https://doi.org/10.1259/bjr/26692771>

STISOVA, V. Effective dose to patient during cardiac interventional procedures (Prague workplaces). **Rad Prot Dosim**, 111(3), 271-4, 2004. <https://doi.org/10.1093/rpd/nch336>

STRATAKIS, J., DAMILAKIS, J., HATZIDAKIS, A., PERISINAKIS, K., GOURTSOYIANNIS, N. Radiation dose and risk from fluoroscopically guided percutaneous transhepatic biliary procedures. **J Vasc Interv Radiol**, 17, 77–84, 2006. <https://doi.org/10.1097/01.RVI.0000188754.97465.13>

SZUMSKA, A., KOPE, R., BUDZANOWSKI, M. Occupational doses of medical staff and their relation to patient exposure incurred in coronary angiography and intervention. **Radiat Meas**, 84, 34-40, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2015.11.003>

TSAPAKI, V., KOTTOU, S., PATSILINAKOS, S., VOUDRIS, V e COKKINOS, D.V. Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using an electronic personal dosimeter. **Radiat Prot Dosim**, 112, 245-249, 2004. <https://doi.org/10.1093/rpd/nch394>

UBEDA, C., MIRANDA, P., VANO, E., NOCETTI, D., MANTEROLA, C. Organ and effective doses from paediatric interventional cardiology procedures in Chile. **Phys Med**, 40, 95-103, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.07.015>

WILDGRUBER, M., KOHLER, M., BRILL, R., GOESSMANN, H., ULLER, W., ULLER, W. R. M., WOHLGEMUTH, W. A. Impact of low dose settings on radiation exposure during pediatric uroscopic guided interventions. **Eur J Radiol**, 100,1-6, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.01.011>

XU, X. G., TARANENKO, V., ZHANG, J., SHI, C. A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: Pregnant females at the ends of three gestational periods VRPI-P3, -P6 and -P9. **Phys Med Biol**, 52, 7023–7044, 2007. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/23/017>

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

YAKOUMAKIS, E. N., GIALOUSIS, G. I., PAPADOPOULOU, D., MAKRI, T., PAPPOULIZ, Y., AKOUMAKIS, N., PAPAGIANNIS, P., GEORGIOU, E. Estimation of children's radiation dose from cardiac catheterisations, performed for the diagnosis or the treatment of a congenital heart disease using TLD dosimetry and Monte Carlo simulation. **J Radiol Prot**, 29(2), 251-61, 2009. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/29/2/011>

YAKOUMAKIS, E., KOSTOPOULOU, H., MAKRI, T., DIMITRIADIS, A., GEORGIOU, E., TSALAFOUTAS, I. Estimation of radiation dose and risk to children under-going cardiac catheterization for the treatment of a congenital heart disease using Monte Carlo simulations. **Pediatr Radiol**, 43(3), 339-46, 2013. <https://doi.org/10.1007/s00247-012-2510-3>

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

ZAIDI, H., XU, TISSUE, B.M.W. Review of Computational anthropomorphic anatomical and physiological models. **Proceedings of the IEEE**, 97, 1–16, 2009.
<https://doi.org/10.1109/JPROC.2009.2032852>

ZUBAL, I. G., HARRELL, C. R., SMITH, E. O., RATTNER, Z., GINDI, G., HOFFER, B. P. Computerized 3-dimensional segmented human anatomy. **Med Phys**, 21, 299–302, 1994.
<https://doi.org/10.1118/1.597290>

APÊNDICE A: Valores de CC[E] e CC[H_T] para pacientes e médicos

Nas Tabelas (A.1 – A.12), os demais tecidos são: glândulas suprarrenais, região extratorácica, vesícula biliar, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata (♂), ovários (♀), intestino delgado, baço, timo e útero (♀). Para os profissionais médicos, os demais tecidos também incluem o coração.

Tabela A.1. CC[E] e CC[H_T] (em mSv/Gy.cm²) para órgãos críticos do paciente M10 com uma tensão do tubo de 60 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	8,1E-02 (0,1)	9,7E-02 (0,1)	1,6E-01 (0,1)	1,9E-01 (0,1)	1,2E-01 (0,1)	2,0E-01 (0,1)
Cólon	1,6E-01 (0,1)	4,7E-02 (0,1)	2,8E-02 (0,1)	3,2E-02 (0,1)	2,7E-02 (0,1)	3,3E-02 (0,1)
Pulmão	2,7E-01 (0,0)	5,7E-01 (0,1)	5,0E-01 (0,1)	6,3E-01 (0,1)	7,2E-01 (0,1)	6,2E-01 (0,1)
Estômago	2,2E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	1,2E-01 (0,1)	1,5E-01 (0,1)	1,1E-01 (0,1)	6,3E-01 (0,0)
Mamas	4,0E-03 (0,9)	2,1E-03 (1,0)	1,8E-03 (1,3)	1,6E-03 (1,3)	2,8E-03 (1,1)	1,8E-03 (1,4)
Demais tecidos	1,2E-02 (0,1)	1,2E-02 (0,1)	1,1E-02 (0,1)	1,2E-02 (0,1)	9,4E-03 (0,1)	1,4E-02 (0,1)
Gônadas	3,4E-03 (2,3)	2,1E-03 (2,5)	2,9E-03 (2,9)	6,5E-04 (4,9)	1,4E-03 (4,1)	7,9E-04 (5,2)
Bexiga	2,8E-02 (0,2)	8,2E-03 (0,4)	2,2E-03 (0,8)	2,1E-03 (0,8)	3,4E-03 (0,7)	2,3E-03 (0,8)
Esôfago	1,3E-01 (0,1)	2,5E-01 (0,1)	3,5E-01 (0,1)	2,1E-01 (0,1)	3,3E-01 (0,1)	5,3E-01 (0,1)
Fígado	2,7E-01 (0,1)	3,9E-01 (0,1)	6,1E-01 (0,1)	9,0E-01 (0,1)	6,3E-01 (0,1)	2,4E-01 (0,1)
Tireoide	2,2E-02 (0,6)	2,8E-02 (0,5)	2,5E-02 (0,6)	2,5E-02 (0,5)	2,9E-02 (0,5)	2,2E-02 (0,6)
Superfície óssea	5,1E-02 (0,1)	5,8E-02 (0,1)	7,1E-02 (0,1)	8,3E-02 (0,1)	7,1E-02 (0,1)	9,4E-02 (0,1)
Cérebro	5,1E-03 (0,2)	2,1E-03 (0,3)	9,5E-04 (0,5)	9,3E-04 (0,5)	2,7E-03 (0,3)	1,2E-03 (0,5)
Glândulas salivares	3,6E-03 (0,4)	3,1E-03 (0,3)	3,3E-03 (0,4)	3,0E-03 (0,4)	3,4E-03 (0,4)	2,6E-03 (0,4)
Pele	1,6E-01 (0,1)	1,3E-01 (0,1)	2,4E-01 (0,1)	2,8E-01 (0,1)	1,6E-01 (0,1)	2,5E-01 (0,1)
Lente dos olhos	3,4E-04 (11)	2,2E-03 (3,6)	2,9E-03 (4,2)	7,5E-04 (6,5)	9,8E-04 (6,7)	7,0E-04 (7,9)
Coração	9,7E-02 (0,1)	3,8E-01 (0,1)	3,1E-01 (0,1)	5,0E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	5,7E-01 (0,1)
Sangue	1,2E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	3,6E-01 (0,1)	2,2E-01 (0,1)	4,0E-01 (0,1)
CC[E]	1,1E-01 (0,2)	1,5E-01 (0,2)	1,4E-01 (0,3)	1,7E-01 (0,4)	1,6E-01 (0,4)	2,2E-01 (0,4)

Tabela A.2. CC[E] e CC[H_T] (em mSv/Gy.cm²) para órgãos críticos do paciente M10 com uma tensão do tubo de 70 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	1,0E-01 (0,1)	1,2E-01 (0,1)	1,9E-01 (0,1)	2,2E-01 (0,1)	1,4E-01 (0,1)	2,3E-01 (0,1)
Cólon	2,1E-01 (0,1)	6,4E-02 (0,1)	3,9E-02 (0,1)	4,5E-02 (0,1)	3,7E-02 (0,1)	4,7E-02 (0,1)
Pulmão	3,2E-01 (0,1)	6,7E-01 (0,1)	5,8E-01 (0,1)	7,4E-01 (0,1)	8,3E-01 (0,1)	7,3E-01 (0,1)
Estômago	2,8E-01 (0,1)	3,3E-01 (0,1)	1,6E-01 (0,1)	2,0E-01 (0,1)	1,5E-01 (0,1)	7,9E-01 (0,1)
Mamas	5,5E-03 (0,8)	3,2E-03 (0,9)	2,6E-03 (1,1)	2,5E-03 (1,0)	4,0E-03 (0,9)	2,7E-03 (1,1)
Demais tecidos	1,4E-02 (0,1)	1,3E-02 (0,1)	1,2E-02 (0,1)	1,3E-02 (0,1)	1,1E-02 (0,1)	1,5E-02 (0,1)
Gônadas	5,4E-03 (1,9)	2,9E-03 (2,2)	3,4E-03 (2,8)	1,0E-03 (4,1)	2,0E-03 (3,5)	1,2E-03 (4,2)
Bexiga	4,3E-02 (0,2)	1,2E-02 (0,3)	3,6E-03 (0,7)	3,6E-03 (0,6)	5,4E-03 (0,6)	3,8E-03 (0,7)
Esôfago	1,8E-01 (0,1)	3,3E-01 (0,1)	4,3E-01 (0,1)	2,8E-01 (0,1)	4,3E-01 (0,1)	6,4E-01 (0,1)
Fígado	3,5E-01 (0,1)	5,0E-01 (0,1)	7,5E-01 (0,1)	1,1E+00 (0,1)	7,8E-01 (0,1)	3,2E-01 (0,1)
Tireoide	3,0E-02 (0,5)	4,0E-02 (0,4)	3,4E-02 (0,5)	3,6E-02 (0,4)	4,1E-02 (0,5)	3,2E-02 (0,5)
Superfície óssea	6,1E-02 (0,1)	6,9E-02 (0,1)	8,0E-02 (0,1)	9,4E-02 (0,1)	8,2E-02 (0,1)	1,1E-01 (0,1)
Cérebro	6,6E-03 (0,2)	2,9E-03 (0,3)	1,4E-03 (0,4)	1,5E-03 (0,4)	3,7E-03 (0,3)	1,8E-03 (0,4)
Glândulas salivares	4,5E-03 (0,4)	4,4E-03 (0,3)	4,4E-03 (0,3)	4,2E-03 (0,3)	4,6E-03 (0,4)	3,7E-03 (0,4)
Pele	1,7E-01 (0,1)	1,4E-01 (0,1)	2,5E-01 (0,1)	3,0E-01 (0,1)	1,8E-01 (0,1)	2,7E-01 (0,1)
Lente dos olhos	4,7E-04 (8,2)	3,1E-03 (3,2)	3,3E-03 (3,9)	1,2E-03 (5,3)	1,5E-03 (6,0)	1,1E-03 (6,8)
Coração	1,3E-01 (0,1)	4,8E-01 (0,1)	4,0E-01 (0,1)	6,2E-01 (0,1)	3,4E-01 (0,1)	7,2E-01 (0,1)
Sangue	1,5E-01 (0,1)	3,3E-01 (0,1)	3,2E-01 (0,1)	4,4E-01 (0,1)	2,8E-01 (0,1)	5,0E-01 (0,1)
CC[E]	1,4E-01 (0,2)	1,8E-01 (0,2)	1,7E-01 (0,3)	2,1E-01 (0,3)	1,9E-01 (0,3)	2,6E-01 (0,4)

Tabela A.3. CC[E] e CC[H_T] (em mSv/Gy.cm²) para órgãos críticos do paciente M10 com uma tensão do tubo de 80 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	1,2E-01 (0,1)	1,4E-01 (0,1)	2,1E-01 (0,1)	2,5E-01 (0,1)	1,6E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)
Cólon	2,6E-01 (0,1)	8,1E-02 (0,1)	5,0E-02 (0,1)	5,7E-02 (0,1)	4,9E-02 (0,1)	6,0E-02 (0,1)
Pulmão	3,7E-01 (0,1)	7,5E-01 (0,1)	6,7E-01 (0,1)	8,5E-01 (0,1)	9,3E-01 (0,1)	8,4E-01 (0,1)
Estômago	3,5E-01 (0,1)	4,1E-01 (0,1)	2,1E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	2,0E-01 (0,1)	9,3E-01 (0,1)
Mamas	7,0E-03 (0,7)	4,4E-03 (0,7)	3,7E-03 (1,0)	3,7E-03 (0,8)	5,3E-03 (0,8)	3,8E-03 (0,9)
Demais tecidos	1,6E-02 (0,1)	1,5E-02 (0,1)	1,4E-02 (0,1)	1,5E-02 (0,1)	1,2E-02 (0,1)	1,7E-02 (0,1)
Gônadas	7,5E-03 (1,6)	3,8E-03 (1,9)	4,0E-03 (2,6)	1,4E-03 (3,5)	2,7E-03 (3,2)	1,6E-03 (3,7)
Bexiga	5,9E-02 (0,2)	1,7E-02 (0,3)	5,1E-03 (0,6)	5,3E-03 (0,5)	7,7E-03 (0,5)	5,7E-03 (0,5)
Esôfago	2,2E-01 (0,1)	4,1E-01 (0,1)	5,0E-01 (0,1)	3,5E-01 (0,1)	5,2E-01 (0,1)	7,5E-01 (0,1)
Fígado	4,2E-01 (0,1)	6,0E-01 (0,1)	8,8E-01 (0,1)	1,2E+00 (0,1)	9,2E-01 (0,1)	4,1E-01 (0,1)
Tireoide	3,8E-02 (0,5)	5,1E-02 (0,4)	4,4E-02 (0,4)	4,8E-02 (0,4)	5,2E-02 (0,4)	4,2E-02 (0,5)
Superfície óssea	7,1E-02 (0,1)	7,8E-02 (0,1)	8,8E-02 (0,1)	1,0E-01 (0,1)	9,1E-02 (0,1)	1,2E-01 (0,1)
Cérebro	8,1E-03 (0,2)	3,8E-03 (0,2)	1,9E-03 (0,4)	2,1E-03 (0,3)	4,8E-03 (0,3)	2,5E-03 (0,3)
Glândulas salivares	5,4E-03 (0,3)	5,7E-03 (0,3)	5,6E-03 (0,3)	5,5E-03 (0,3)	5,9E-03 (0,3)	4,9E-03 (0,3)
Pele	1,8E-01 (0,1)	1,5E-01 (0,1)	2,7E-01 (0,1)	3,1E-01 (0,1)	1,9E-01 (0,1)	2,9E-01 (0,1)
Lente dos olhos	8,7E-04 (6,3)	3,9E-03 (3,0)	3,9E-03 (3,6)	1,7E-03 (4,6)	1,9E-03 (5,3)	1,6E-03 (5,3)
Coração	1,6E-01 (0,1)	5,7E-01 (0,1)	4,9E-01 (0,1)	7,4E-01 (0,1)	4,2E-01 (0,1)	8,5E-01 (0,1)
Sangue	1,8E-01 (0,1)	3,9E-01 (0,1)	3,8E-01 (0,1)	5,2E-01 (0,1)	3,4E-01 (0,1)	5,9E-01 (0,1)
CC[E]	1,7E-01 (0,2)	2,1E-01 (0,2)	2,0E-01 (0,2)	2,4E-01 (0,3)	2,2E-01 (0,3)	3,1E-01 (0,3)

Tabela A.4. CC[E] e CC[H_T] (em mSv/Gy.cm²) para órgãos críticos do paciente F10 com uma tensão do tubo de 60 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	8,1E-02 (0,1)	9,7E-02 (0,1)	1,6E-01 (0,1)	1,9E-01 (0,1)	1,2E-01 (0,1)	2,0E-01 (0,1)
Cólon	1,6E-01 (0,1)	4,7E-02 (0,1)	2,8E-02 (0,1)	3,2E-02 (0,1)	2,6E-02 (0,1)	3,2E-02 (0,1)
Pulmão	2,7E-01 (0,1)	5,7E-01 (0,1)	4,9E-01 (0,1)	6,3E-01 (0,1)	7,2E-01 (0,1)	6,2E-01 (0,1)
Estômago	2,2E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	1,1E-01 (0,1)	1,5E-01 (0,1)	1,1E-01 (0,1)	6,1E-01 (0,1)
Mamas	9,7E-04 (0,8)	2,8E-03 (0,4)	6,3E-02 (0,2)	7,5E-03 (0,3)	9,2E-03 (0,2)	3,9E-03 (0,4)
Demais tecidos	1,2E-02 (0,1)	1,1E-02 (0,1)	1,0E-02 (0,1)	1,1E-02 (0,1)	9,2E-03 (0,1)	1,3E-02 (0,1)
Gônadas	2,9E-02 (0,7)	1,6E-02 (0,7)	2,4E-03 (2,3)	2,6E-03 (2,0)	5,7E-03 (1,5)	3,0E-03 (2,1)
Bexiga	2,8E-02 (0,2)	8,1E-03 (0,4)	2,2E-03 (0,9)	2,0E-03 (0,8)	3,4E-03 (0,7)	2,2E-03 (0,8)
Esôfago	1,3E-01 (0,1)	2,5E-01 (0,1)	3,5E-01 (0,1)	2,1E-01 (0,1)	3,3E-01 (0,1)	5,3E-01 (0,1)
Fígado	2,7E-01 (0,1)	3,9E-01 (0,1)	6,0E-01 (0,1)	8,9E-01 (0,1)	6,3E-01 (0,1)	2,4E-01 (0,1)
Tireoide	2,2E-02 (0,6)	2,8E-02 (0,5)	2,4E-02 (0,6)	2,4E-02 (0,5)	2,9E-02 (0,5)	2,2E-02 (0,6)
Superfície óssea	5,1E-02 (0,1)	5,8E-02 (0,1)	7,4E-02 (0,1)	8,6E-02 (0,1)	7,1E-02 (0,1)	9,8E-02 (0,1)
Cérebro	5,0E-03 (0,2)	2,0E-03 (0,3)	9,2E-04 (0,5)	9,1E-04 (0,5)	2,7E-03 (0,3)	1,2E-03 (0,5)
Glândulas salivares	3,6E-03 (0,4)	3,1E-03 (0,3)	3,3E-03 (0,4)	3,0E-03 (0,4)	3,4E-03 (0,4)	2,6E-03 (0,4)
Pele	1,6E-01 (0,1)	1,3E-01 (0,1)	2,4E-01 (0,1)	2,8E-01 (0,1)	1,7E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)
Lente dos olhos	3,4E-04 (11)	2,1E-03 (3,6)	2,8E-03 (4,2)	7,3E-04 (6,7)	1,0E-03 (7,1)	6,9E-04 (8,0)
Coração	9,7E-02 (0,1)	3,8E-01 (0,1)	3,1E-01 (0,1)	5,0E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	5,7E-01 (0,1)
Sangue	1,2E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	3,6E-01 (0,1)	2,2E-01 (0,1)	4,0E-01 (0,1)
CC[E]	1,1E-01 (0,1)	1,5E-01 (0,1)	1,5E-01 (0,2)	1,7E-01 (0,2)	1,6E-01 (0,1)	2,1E-01 (0,2)

Tabela A.5. CC[E] e CC[H_T] (em mSv/Gy.cm²) para órgãos críticos do paciente F10 com uma tensão do tubo de 70 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	1,0E-01 (0,1)	1,2E-01 (0,1)	1,8E-01 (0,1)	2,2E-01 (0,1)	1,4E-01 (0,1)	2,3E-01 (0,1)
Cólon	2,1E-01 (0,1)	6,4E-02 (0,1)	3,8E-02 (0,1)	4,4E-02 (0,1)	3,7E-02 (0,1)	4,6E-02 (0,1)
Pulmão	3,2E-01 (0,1)	6,7E-01 (0,1)	5,8E-01 (0,1)	7,4E-01 (0,1)	8,3E-01 (0,1)	7,3E-01 (0,1)
Estômago	2,8E-01 (0,1)	3,3E-01 (0,1)	1,6E-01 (0,1)	2,0E-01 (0,1)	1,5E-01 (0,1)	7,7E-01 (0,1)
Mamas	1,4E-03 (0,7)	3,9E-03 (0,3)	6,8E-02 (0,1)	9,3E-03 (0,2)	1,2E-02 (0,2)	5,2E-03 (0,4)
Demais tecidos	1,4E-02 (0,1)	1,3E-02 (0,1)	1,2E-02 (0,1)	1,3E-02 (0,1)	1,1E-02 (0,1)	1,5E-02 (0,1)
Gônadas	4,4E-02 (0,5)	2,3E-02 (0,6)	3,9E-03 (1,9)	4,5E-03 (1,3)	8,5E-03 (1,3)	4,8E-03 (1,7)
Bexiga	4,2E-02 (0,2)	1,2E-02 (0,3)	3,5E-03 (0,7)	3,5E-03 (0,6)	5,3E-03 (0,6)	3,7E-03 (0,7)
Esôfago	1,8E-01 (0,1)	3,3E-01 (0,1)	4,3E-01 (0,1)	2,8E-01 (0,1)	4,2E-01 (0,1)	6,4E-01 (0,1)
Fígado	3,5E-01 (0,1)	5,0E-01 (0,1)	7,4E-01 (0,1)	1,1E+00 (0,1)	7,8E-01 (0,1)	3,2E-01 (0,1)
Tireoide	3,0E-02 (0,5)	3,9E-02 (0,4)	3,4E-02 (0,5)	3,6E-02 (0,5)	4,1E-02 (0,5)	3,2E-02 (0,5)
Superfície óssea	6,2E-02 (0,1)	6,9E-02 (0,1)	8,4E-02 (0,1)	9,8E-02 (0,1)	8,3E-02 (0,1)	1,1E-01 (0,1)
Cérebro	6,6E-03 (0,2)	2,9E-03 (0,3)	1,4E-03 (0,5)	1,4E-03 (0,3)	3,7E-03 (0,3)	1,8E-03 (0,4)
Glândulas salivares	4,5E-03 (0,4)	4,4E-03 (0,3)	4,4E-03 (0,3)	4,2E-03 (0,4)	4,6E-03 (0,4)	3,7E-03 (0,4)
Pele	1,8E-01 (0,1)	1,5E-01 (0,1)	2,5E-01 (0,1)	3,0E-01 (0,1)	1,8E-01 (0,1)	2,8E-01 (0,1)
Lente dos olhos	4,7E-04 (8,2)	3,1E-03 (3,2)	3,3E-03 (3,9)	1,2E-03 (6,0)	1,5E-03 (6,0)	1,1E-03 (6,8)
Coração	1,3E-01 (0,1)	4,8E-01 (0,1)	4,0E-01 (0,1)	6,2E-01 (0,1)	3,4E-01 (0,1)	7,1E-01 (0,1)
Sangue	1,5E-01 (0,1)	3,3E-01 (0,1)	3,2E-01 (0,1)	4,4E-01 (0,1)	2,8E-01 (0,1)	4,9E-01 (0,1)
CC[E]	1,4E-01 (0,1)	1,8E-01 (0,1)	1,8E-01 (0,2)	2,1E-01 (0,1)	2,0E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)

Tabela A.6. CC[E] e CC[H_T] (em mSv/Gy.cm²) para órgãos críticos do paciente F10 com uma tensão do tubo de 80 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	1,2E-01 (0,1)	1,4E-01 (0,1)	2,1E-01 (0,1)	2,4E-01 (0,1)	1,6E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)
Cólon	2,6E-01 (0,1)	8,1E-02 (0,1)	4,9E-02 (0,1)	5,6E-02 (0,1)	4,8E-02 (0,1)	5,9E-02 (0,1)
Pulmão	3,7E-01 (0,1)	7,5E-01 (0,1)	6,6E-01 (0,1)	8,4E-01 (0,1)	9,3E-01 (0,1)	8,3E-01 (0,1)
Estômago	3,5E-01 (0,1)	4,1E-01 (0,1)	2,1E-01 (0,1)	2,6E-01 (0,1)	1,9E-01 (0,1)	9,1E-01 (0,1)
Mamas	1,8E-03 (0,6)	5,0E-03 (0,3)	7,3E-02 (0,1)	1,1E-02 (0,2)	1,4E-02 (0,2)	6,6E-03 (0,3)
Demais tecidos	1,5E-02 (0,1)	1,5E-02 (0,1)	1,3E-02 (0,1)	1,5E-02 (0,1)	1,2E-02 (0,1)	1,7E-02 (0,1)
Gônadas	5,9E-02 (0,5)	2,9E-02 (0,6)	5,6E-03 (1,6)	6,5E-03 (1,3)	1,2E-02 (1,1)	7,2E-03 (1,4)
Bexiga	5,8E-02 (0,2)	1,7E-02 (0,3)	5,0E-03 (0,6)	5,2E-03 (0,5)	7,6E-03 (0,5)	5,6E-03 (0,6)
Esôfago	2,2E-01 (0,1)	4,1E-01 (0,1)	5,0E-01 (0,1)	3,5E-01 (0,1)	5,2E-01 (0,1)	7,5E-01 (0,1)
Fígado	4,2E-01 (0,1)	6,0E-01 (0,1)	8,7E-01 (0,1)	1,2E+00 (0,1)	9,2E-01 (0,1)	4,0E-01 (0,1)
Tireoide	3,8E-02 (0,5)	5,1E-02 (0,4)	4,3E-02 (0,4)	4,7E-02 (0,4)	5,2E-02 (0,4)	4,2E-02 (0,5)
Superfície óssea	7,1E-02 (0,1)	7,8E-02 (0,1)	9,2E-02 (0,1)	1,1E-01 (0,1)	9,2E-02 (0,1)	1,2E-01 (0,1)
Cérebro	8,0E-03 (0,2)	3,7E-03 (0,2)	1,9E-03 (0,4)	2,1E-03 (0,4)	4,7E-03 (0,3)	2,5E-03 (0,4)
Glândulas salivares	5,4E-03 (0,3)	5,7E-03 (0,3)	5,5E-03 (0,3)	5,5E-03 (0,3)	5,9E-03 (0,3)	4,9E-03 (0,3)
Pele	1,9E-01 (0,1)	1,6E-01 (0,1)	2,7E-01 (0,1)	3,2E-01 (0,1)	1,9E-01 (0,1)	2,9E-01 (0,1)
Lente dos olhos	8,8E-04 (6,4)	3,9E-03 (3,0)	3,9E-03 (3,6)	1,7E-03 (4,7)	1,9E-03 (5,3)	1,6E-03 (5,4)
Coração	1,6E-01 (0,1)	5,7E-01 (0,1)	4,8E-01 (0,1)	7,3E-01 (0,1)	4,2E-01 (0,1)	8,5E-01 (0,1)
Sangue	1,8E-01 (0,1)	3,9E-01 (0,1)	3,8E-01 (0,1)	5,1E-01 (0,1)	3,4E-01 (0,1)	5,9E-01 (0,1)
CC[E]	1,7E-01 (0,1)	2,1E-01 (0,1)	2,1E-01 (0,1)	2,4E-01 (0,1)	2,3E-01 (0,1)	3,0E-01 (0,1)

Tabela A.7. CC[E] e CC[H_T] (em $\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para órgãos críticos do médico MASH3 com uma tensão do tubo de 60 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	6,9E-02 (0,6)	8,1E-02 (0,5)	6,8E-02 (0,6)	4,5E-02 (0,7)	5,2E-02 (5,2)	3,3E-02 (0,9)
Cólon	2,8E-03 (9,7)	2,1E-03 (9,8)	4,8E-03 (6,7)	4,7E-03 (6,7)	2,5E-03 (0,3)	1,0E-03 (15)
Pulmão	1,5E-02 (2,7)	1,4E-02 (2,4)	2,1E-02 (2,3)	1,7E-02 (2,4)	1,4E-02 (1,4)	1,3E-02 (2,9)
Estômago	5,5E-03 (9,6)	2,6E-03 (12)	4,8E-03 (11)	4,8E-03 (10)	4,1E-03 (0,4)	2,3E-03 (18)
Mamas	1,4E-02 (13)	1,1E-02 (14)	1,6E-02 (15)	1,6E-02 (12)	1,4E-02 (1,4)	1,6E-02 (15)
Demais tecidos	1,9E-03 (0,5)	2,7E-03 (0,4)	2,2E-03 (0,5)	1,5E-03 (0,6)	1,6E-03 (0,2)	9,4E-04 (0,8)
Gônadas	3,3E-03 (37)	1,9E-03 (36)	1,4E-03 (67)	5,1E-04 (70)	1,5E-03 (0,2)	2,4E-03 (40)
Bexiga	8,6E-04 (38)	4,2E-04 (46)	1,4E-04 (73)	6,0E-04 (38)	4,3E-04 (0,0)	2,8E-04 (72)
Esôfago	7,4E-03 (13)	9,8E-03 (11)	3,0E-02 (7,2)	1,0E-02 (12)	6,6E-03 (0,7)	1,1E-02 (13)
Fígado	3,2E-03 (8,0)	2,2E-03 (8,2)	3,4E-03 (7,4)	2,8E-03 (7,4)	2,4E-03 (0,2)	1,4E-03 (11)
Tireoide	2,5E-02 (13)	2,5E-02 (12)	4,6E-01 (3,1)	3,9E-02 (9,5)	2,8E-02 (2,8)	4,8E-02 (10)
Superfície óssea	2,6E-02 (0,6)	3,1E-02 (0,5)	2,6E-02 (0,6)	1,8E-02 (0,7)	2,0E-02 (2,0)	1,3E-02 (0,9)
Cérebro	5,8E-02 (2,0)	6,7E-02 (1,6)	3,7E-02 (2,5)	2,7E-02 (2,6)	3,9E-02 (3,9)	2,7E-02 (2,9)
Glândulas salivares	7,6E-02 (1,8)	5,5E-02 (1,9)	1,4E-01 (1,5)	5,6E-02 (2,1)	4,8E-02 (4,8)	4,6E-02 (2,6)
Pele	6,1E-02 (0,5)	7,1E-02 (0,4)	7,6E-02 (0,4)	5,4E-02 (0,5)	5,5E-02 (5,5)	2,9E-02 (0,7)
Lente dos olhos	3,2E-02 (6,4)	3,9E-02 (4,9)	3,9E-02 (6,2)	2,5E-02 (6,8)	3,1E-02 (3,1)	1,4E-02 (9,8)
Sangue	2,2E-02 (2,3)	2,7E-02 (1,7)	3,1E-02 (2,0)	1,8E-02 (2,5)	1,7E-02 (1,7)	1,4E-02 (3,4)
CC[E]	1,7E-02 (4,0)	1,7E-02 (4,0)	3,7E-02 (7,0)	1,4E-02 (6,0)	1,4E-02 (5,0)	1,2E-02 (6,0)

Tabela A.8. CC[E] e CC[H_T] (em $\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para órgãos críticos do médico MASH3 com uma tensão do tubo de 70 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	1,2E-01 (0,5)	1,2E-01 (0,4)	1,0E-01 (0,5)	7,8E-02 (0,6)	8,6E-02 (0,6)	5,6E-02 (0,7)
Cólon	7,2E-03 (6,0)	3,9E-03 (6,7)	1,2E-02 (4,5)	9,4E-03 (4,6)	5,1E-03 (7,2)	2,6E-03 (9,7)
Pulmão	3,3E-02 (1,8)	2,4E-02 (1,9)	3,4E-02 (1,9)	2,9E-02 (1,9)	2,6E-02 (2,2)	2,3E-02 (2,4)
Estômago	1,7E-02 (5,9)	8,0E-03 (8,0)	1,5E-02 (6,0)	1,4E-02 (6,0)	1,1E-02 (7,6)	5,1E-03 (10)
Mamas	5,0E-02 (6,2)	1,9E-02 (9,5)	2,5E-02 (11)	2,8E-02 (10)	3,0E-02 (9,9)	2,0E-02 (12)
Demais tecidos	3,1E-03 (0,5)	3,6E-03 (0,4)	3,2E-03 (0,4)	2,5E-03 (0,5)	2,5E-03 (0,5)	1,5E-03 (0,7)
Gônadas	4,3E-03 (28)	3,3E-03 (26)	3,0E-03 (40)	2,6E-03 (36)	3,0E-03 (38)	1,9E-03 (40)
Bexiga	1,4E-03 (26)	1,1E-03 (34)	7,7E-04 (44)	7,5E-04 (33)	7,1E-04 (38)	8,1E-04 (39)
Esôfago	1,9E-02 (8,6)	1,3E-02 (9,0)	3,9E-02 (6,6)	2,1E-02 (9,0)	1,7E-02 (10)	1,9E-02 (9,6)
Fígado	1,1E-02 (4,3)	5,2E-03 (5,4)	8,5E-03 (4,8)	7,8E-03 (4,7)	5,2E-03 (6,3)	4,1E-03 (7,0)
Tireoide	4,5E-02 (9,6)	4,2E-02 (8,9)	5,3E-01 (3,1)	6,1E-02 (7,5)	5,1E-02 (9,8)	7,7E-02 (8,3)
Superfície óssea	4,3E-02 (0,5)	4,3E-02 (0,4)	4,0E-02 (0,5)	3,0E-02 (0,5)	3,2E-02 (0,6)	2,1E-02 (0,7)
Cérebro	1,1E-01 (1,4)	1,1E-01 (1,3)	6,8E-02 (1,9)	5,6E-02 (1,9)	7,6E-02 (1,8)	5,3E-02 (2,2)
Glândulas salivares	1,2E-01 (1,5)	7,6E-02 (1,7)	1,9E-01 (1,3)	8,8E-02 (1,7)	7,6E-02 (2,0)	7,2E-02 (2,1)
Pele	9,0E-02 (0,4)	9,3E-02 (0,3)	1,0E-01 (0,4)	7,9E-02 (0,4)	7,8E-02 (0,4)	4,4E-02 (0,6)
Lente dos olhos	4,5E-02 (5,5)	5,4E-02 (4,3)	4,8E-02 (5,6)	3,4E-02 (5,8)	3,9E-02 (5,9)	2,7E-02 (7,4)
Sangue	4,4E-02 (1,8)	4,2E-02 (1,5)	4,7E-02 (1,8)	3,2E-02 (1,9)	3,0E-02 (2,2)	2,3E-02 (2,7)
CC[E]	3,4E-02 (3,0)	2,7E-02 (3,0)	5,1E-02 (4,0)	2,6E-02 (4,0)	2,5E-02 (4,0)	1,9E-02 (4,0)

Tabela A.9. CC[E] e CC[H_T] (em $\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para órgãos críticos do médico MASH3 com uma tensão do tubo de 80 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	1,8E-01 (0,4)	1,6E-01 (0,4)	1,5E-01 (0,5)	1,2E-01 (0,5)	1,3E-01 (0,5)	8,7E-02 (0,6)
Cólon	1,6E-02 (3,8)	8,0E-03 (4,8)	2,2E-02 (3,2)	2,0E-02 (3,2)	1,0E-02 (5,0)	6,9E-03 (5,9)
Pulmão	6,7E-02 (1,3)	4,0E-02 (1,4)	5,3E-02 (1,5)	4,8E-02 (1,5)	4,6E-02 (1,6)	3,5E-02 (1,9)
Estômago	4,5E-02 (3,8)	1,9E-02 (4,8)	3,9E-02 (4,0)	3,8E-02 (3,6)	2,5E-02 (4,8)	1,5E-02 (6,3)
Mamas	1,2E-01 (4,0)	5,2E-02 (6,2)	4,5E-02 (8,6)	4,8E-02 (7,8)	6,8E-02 (6,0)	3,0E-02 (9,5)
Demais tecidos	4,9E-03 (0,4)	4,7E-03 (0,3)	4,5E-03 (0,4)	3,7E-03 (0,4)	3,7E-03 (0,4)	2,2E-03 (0,6)
Gônadas	6,5E-03 (21)	8,6E-03 (20)	3,4E-03 (34)	3,0E-03 (31)	6,4E-03 (24)	6,2E-03 (23)
Bexiga	3,7E-03 (19)	1,3E-03 (25)	2,1E-03 (28)	1,9E-03 (24)	2,6E-03 (29)	2,0E-03 (23)
Esôfago	4,4E-02 (6,4)	2,7E-02 (6,8)	5,4E-02 (5,9)	3,3E-02 (7,4)	3,3E-02 (7,3)	3,2E-02 (7,7)
Fígado	2,8E-02 (2,8)	1,0E-02 (3,8)	1,7E-02 (3,5)	1,7E-02 (3,1)	1,5E-02 (4,0)	9,2E-03 (4,8)
Tireoide	7,9E-02 (7,2)	7,2E-02 (6,8)	5,8E-01 (3,0)	9,8E-02 (6,3)	7,6E-02 (7,6)	1,2E-01 (6,6)
Superfície óssea	6,4E-02 (0,4)	5,8E-02 (0,4)	5,5E-02 (0,5)	4,6E-02 (0,5)	4,7E-02 (0,5)	3,1E-02 (0,6)
Cérebro	1,9E-01 (1,2)	1,6E-01 (1,1)	1,1E-01 (1,5)	9,4E-02 (1,5)	1,3E-01 (1,4)	9,1E-02 (1,7)
Glândulas salivares	1,7E-01 (1,3)	1,0E-01 (1,5)	2,3E-01 (1,2)	1,3E-01 (1,4)	1,1E-01 (1,7)	1,1E-01 (1,8)
Pele	1,3E-01 (0,3)	1,2E-01 (0,3)	1,3E-01 (0,3)	1,1E-01 (0,3)	1,1E-01 (0,4)	6,2E-02 (0,5)
Lente dos olhos	5,7E-02 (4,7)	6,7E-02 (4,0)	6,4E-02 (5,2)	4,7E-02 (5,2)	5,2E-02 (4,9)	3,1E-02 (6,8)
Sangue	8,2E-02 (1,5)	6,3E-02 (1,3)	6,6E-02 (1,5)	5,3E-02 (1,6)	5,3E-02 (1,8)	3,6E-02 (2,2)
CC[E]	6,4E-02 (2,0)	4,3E-02 (2,0)	6,9E-02 (3,0)	4,3E-02 (3,0)	4,4E-02 (3,0)	3,1E-02 (3,0)

Tabela A.10. CC[E] e CC[H_T] (em $\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para órgãos críticos da médica FASH3 com uma tensão do tubo de 60 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	5,8E-02 (0,8)	5,2E-02 (0,7)	6,5E-02 (0,7)	4,3E-02 (0,8)	4,7E-02 (0,9)	2,9E-02 (1,1)
Cólon	3,4E-03 (8,6)	2,6E-03 (8,5)	6,5E-03 (6,3)	6,5E-03 (5,8)	3,5E-03 (8,3)	1,2E-03 (14)
Pulmão	1,7E-02 (2,7)	1,5E-02 (2,6)	2,6E-02 (2,3)	2,3E-02 (2,2)	1,7E-02 (2,8)	1,6E-02 (2,9)
Estômago	6,5E-03 (9,7)	3,1E-03 (12)	6,5E-03 (9,4)	6,2E-03 (9,0)	5,3E-03 (11)	1,6E-03 (16)
Mamas	1,6E-02 (4,4)	1,2E-02 (4,5)	2,0E-02 (4,2)	1,9E-02 (4,1)	1,6E-02 (4,6)	1,3E-02 (5,3)
Demais tecidos	1,7E-03 (0,6)	2,1E-03 (0,5)	1,8E-03 (0,6)	1,4E-03 (0,7)	1,5E-03 (0,7)	7,6E-04 (1,0)
Gônadas	0,0E+00 (0,0)	0,0E+00 (0,0)	1,5E-03 (61)	0,0E+00 (0,0)	0,0E+00 (0,0)	0,0E+00 (0,0)
Bexiga	2,4E-04 (71)	3,3E-04 (62)	2,0E-04 (75)	3,3E-04 (51)	4,5E-04 (100)	0,0E+00 (0,0)
Esôfago	8,5E-03 (13)	7,0E-03 (13)	1,7E-02 (11)	1,0E-02 (12)	6,9E-03 (14)	1,1E-02 (13)
Fígado	4,8E-03 (7,3)	3,2E-03 (7,7)	5,9E-03 (6,2)	5,0E-03 (6,1)	4,2E-03 (7,5)	2,4E-03 (9,5)
Tireoide	1,7E-02 (16)	1,3E-02 (15)	4,2E-02 (11)	2,4E-02 (13)	1,7E-02 (17)	1,8E-02 (15)
Superfície óssea	2,3E-02 (0,7)	2,1E-02 (0,6)	2,6E-02 (0,7)	1,7E-02 (0,8)	1,8E-02 (0,8)	1,1E-02 (1,0)
Cérebro	6,3E-02 (1,9)	5,3E-02 (1,8)	4,4E-02 (2,4)	3,1E-02 (2,6)	3,9E-02 (2,5)	2,7E-02 (3,0)
Glândulas salivares	2,5E-02 (3,7)	1,5E-02 (4,2)	1,1E-01 (1,8)	3,3E-02 (3,0)	2,4E-02 (3,9)	2,8E-02 (3,5)
Pele	5,7E-02 (0,5)	6,2E-02 (0,4)	7,5E-02 (0,5)	5,5E-02 (0,5)	5,2E-02 (0,6)	2,7E-02 (0,8)
Lente dos olhos	2,0E-02 (6,3)	1,5E-02 (6,7)	2,2E-02 (6,3)	1,7E-02 (7,0)	1,7E-02 (7,1)	7,3E-03 (10)
Sangue	2,1E-02 (2,7)	1,9E-02 (2,4)	2,7E-02 (2,6)	2,0E-02 (2,6)	2,0E-02 (2,9)	1,3E-02 (3,8)
CC[E]	1,5E-02 (3,4)	1,3E-02 (3,2)	2,0E-02 (6,0)	1,5E-02 (2,6)	1,3E-02 (4,5)	9,6E-03 (2,8)

Tabela A.11. CC[E] e CC[H_T] (em $\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para órgãos críticos da médica FASH3 com uma tensão do tubo de 70 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	9,9E-02 (0,6)	8,0E-02 (0,6)	1,0E-01 (0,6)	7,3E-02 (0,6)	7,7E-02 (0,7)	5,0E-02 (0,9)
Cólon	7,9E-03 (5,6)	4,2E-03 (6,6)	1,5E-02 (4,3)	1,3E-02 (4,3)	7,1E-03 (6,5)	3,3E-03 (8,8)
Pulmão	3,6E-02 (1,9)	2,7E-02 (2,0)	4,1E-02 (1,9)	3,7E-02 (1,8)	3,0E-02 (2,2)	2,7E-02 (2,3)
Estômago	1,7E-02 (6,2)	7,6E-03 (7,9)	1,9E-02 (5,7)	1,8E-02 (5,7)	1,4E-02 (7,2)	6,6E-03 (10)
Mamas	4,4E-02 (2,6)	2,4E-02 (3,3)	3,2E-02 (3,5)	3,3E-02 (3,1)	3,3E-02 (3,3)	2,0E-02 (4,4)
Demais tecidos	2,7E-03 (0,5)	2,8E-03 (0,5)	2,7E-03 (0,5)	2,2E-03 (0,5)	2,3E-03 (0,6)	1,2E-03 (0,8)
Gônadas	2,5E-04 (80)	1,0E-03 (52)	4,0E-03 (36)	2,0E-03 (47)	1,5E-03 (72)	1,5E-04 (98)
Bexiga	6,2E-04 (58)	8,6E-04 (39)	7,8E-04 (50)	1,6E-03 (49)	2,1E-04 (71)	8,1E-04 (62)
Esôfago	1,9E-02 (10)	1,3E-02 (9,1)	2,2E-02 (9,1)	2,4E-02 (9,6)	1,4E-02 (11)	2,0E-02 (9,9)
Fígado	1,2E-02 (4,5)	6,5E-03 (5,4)	1,3E-02 (4,5)	1,1E-02 (4,3)	8,2E-03 (5,4)	5,7E-03 (6,5)
Tireoide	3,9E-02 (11)	3,2E-02 (11)	5,5E-02 (9,7)	3,9E-02 (10)	3,3E-02 (12)	4,0E-02 (11)
Superfície óssea	3,7E-02 (0,6)	3,1E-02 (0,6)	3,9E-02 (0,6)	2,9E-02 (0,6)	3,0E-02 (0,7)	1,9E-02 (0,9)
Cérebro	1,2E-01 (1,5)	9,1E-02 (1,4)	8,1E-02 (1,8)	6,3E-02 (1,9)	7,7E-02 (1,9)	5,3E-02 (2,2)
Glândulas salivares	4,1E-02 (2,9)	2,5E-02 (3,5)	1,5E-01 (1,7)	4,9E-02 (2,5)	3,8E-02 (3,1)	4,4E-02 (3,0)
Pele	8,4E-02 (0,4)	8,3E-02 (0,4)	1,0E-01 (0,4)	8,0E-02 (0,4)	7,4E-02 (0,5)	4,2E-02 (0,7)
Lente dos olhos	2,7E-02 (6,1)	2,0E-02 (6,3)	2,8E-02 (6,0)	2,3E-02 (6,1)	2,3E-02 (6,1)	1,1E-02 (8,3)
Sangue	4,0E-02 (2,1)	3,1E-02 (1,9)	3,9E-02 (2,1)	3,4E-02 (2,2)	3,0E-02 (2,3)	2,1E-02 (3,0)
CC[E]	3,0E-02 (7,0)	2,2E-02 (5,0)	3,3E-02 (4,0)	2,7E-02 (4,0)	2,4E-02 (7,0)	1,7E-02 (9,0)

Tabela A.12. CC[E] e CC[H_T] (em $\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para órgãos críticos da médica FASH3 com uma tensão do tubo de 80 kVp. As incertezas são apresentadas entre parênteses (%).

Órgãos/tecidos	Projeções					
	CAUD60	CRAN60	LAO65	LAO90	PA	RAO65
Medula vermelha	1,5E-01 (0,5)	1,1E-01 (0,5)	1,4E-01 (0,5)	1,1E-01 (0,5)	1,2E-01 (0,6)	7,9E-02 (0,7)
Cólon	1,8E-02 (3,9)	9,8E-03 (4,6)	2,7E-02 (3,2)	2,3E-02 (3,2)	1,2E-02 (4,6)	8,1E-03 (6,0)
Pulmão	7,3E-02 (1,3)	4,3E-02 (1,5)	6,4E-02 (1,5)	5,8E-02 (1,5)	5,0E-02 (1,7)	4,1E-02 (2,0)
Estômago	4,2E-02 (3,9)	1,9E-02 (4,9)	4,1E-02 (3,9)	4,2E-02 (3,6)	2,9E-02 (4,9)	1,4E-02 (6,9)
Mamas	1,0E-01 (1,7)	4,7E-02 (2,3)	5,3E-02 (2,7)	5,4E-02 (2,4)	6,3E-02 (2,4)	3,4E-02 (3,5)
Demais tecidos	4,1E-03 (0,4)	3,7E-03 (0,4)	3,8E-03 (0,5)	3,4E-03 (0,5)	3,3E-03 (0,5)	1,8E-03 (0,7)
Gônadas	3,0E-03 (33)	4,4E-04 (70)	5,6E-03 (36)	2,5E-03 (42)	2,7E-03 (47)	2,8E-03 (42)
Bexiga	2,0E-03 (32)	1,2E-03 (31)	2,0E-03 (34)	2,1E-03 (35)	2,2E-03 (32)	3,0E-03 (30)
Esôfago	4,3E-02 (6,2)	2,4E-02 (6,8)	3,4E-02 (7,3)	3,5E-02 (7,0)	2,5E-02 (8,4)	2,7E-02 (8,4)
Fígado	2,9E-02 (2,9)	1,4E-02 (3,8)	2,3E-02 (3,3)	2,2E-02 (3,1)	1,8E-02 (3,8)	1,2E-02 (4,8)
Tireoide	7,7E-02 (7,4)	5,3E-02 (8,2)	8,2E-02 (8,3)	6,6E-02 (8,6)	6,0E-02 (8,7)	5,6E-02 (9,5)
Superfície óssea	5,6E-02 (0,5)	4,3E-02 (0,5)	5,4E-02 (0,5)	4,4E-02 (0,5)	4,4E-02 (0,6)	2,9E-02 (0,7)
Cérebro	1,9E-01 (1,2)	1,3E-01 (1,2)	1,3E-01 (1,5)	1,1E-01 (1,5)	1,3E-01 (1,5)	9,3E-02 (1,7)
Glândulas salivares	6,0E-02 (2,4)	3,8E-02 (2,7)	1,8E-01 (1,6)	7,4E-02 (2,1)	5,5E-02 (2,5)	6,6E-02 (2,5)
Pele	1,2E-01 (0,4)	1,1E-01 (0,3)	1,3E-01 (0,4)	1,1E-01 (0,4)	1,0E-01 (0,4)	6,0E-02 (0,6)
Lente dos olhos	3,6E-02 (4,8)	2,6E-02 (5,2)	3,6E-02 (4,9)	3,0E-02 (4,8)	2,8E-02 (5,8)	1,6E-02 (7,3)
Sangue	7,1E-02 (1,7)	4,7E-02 (1,7)	6,1E-02 (1,8)	5,5E-02 (1,8)	5,1E-02 (2,0)	3,4E-02 (2,6)
CC[E]	5,8E-02 (3,1)	3,5E-02 (6,0)	5,1E-02 (3,0)	4,4E-02 (4,0)	4,1E-02 (4,0)	2,8E-02 (4,0)

