



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

Giovanna Salustiano Barros da Silveira

**Avaliação computacional das doses de radiação em radiografias de tórax de  
neonatos em UTI**

Uberlândia  
2025

Giovanna Salustiano Barros da Silveira

**Avaliação computacional das doses de radiação em radiografias de tórax de  
neonatos em UTI**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa  
de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Uni-  
versidade Federal de Uberlândia, como parte dos re-  
quisitos necessários à obtenção do título de Mestre  
em Ciências.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Paula Perini

Uberlândia  
2025

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

S587 Silveira, Giovanna Salustiano Barros da, 2001-  
2025 Avaliação computacional das doses de radiação em radiografias  
de tórax de neonatos em UTI [recurso eletrônico] / Giovanna  
Salustiano Barros da Silveira. - 2025.

Orientadora: Ana Paula Perini.  
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
Pós-graduação em Engenharia Biomédica.  
Modo de acesso: Internet.  
DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2025.624>  
Inclui bibliografia.  
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Perini, Ana Paula,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.ppgeb.feelt.ufu.br](http://www.ppgeb.feelt.ufu.br) - [ppggb@feelt.ufu.br](mailto:ppggb@feelt.ufu.br)



### ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica			
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 124, PPGEB			
Data:	quatorze de outubro de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	10:00	Hora de encerramento:
Matrícula do Discente:	12322EBI002			
Nome do Discente:	Giovanna Salustiano Barros da Silveira			
Título do Trabalho:	Avaliação computacional das doses de radiação em radiografias de tórax de neonatos em UTI			
Área de concentração:	Engenharia Biomédica			
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas			
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Implementação de práticas dosimétricas em serviços de radiodiagnóstico de Uberlândia e região			

Reuniu-se via Plataforma Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: William de Souza Santos - PPGEB/UFU e DFI-UFS; Profa. Dra. Maria Rosangela Soares - UNIR; Profa. Dra. Ana Paula Perini - PPGEB/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 a senhora presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores), que passaram a arguir a candidata. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando a candidata:

Aprovada.

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

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

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



Documento assinado eletronicamente por **Ana Paula Perini, Professor(a) do Magistério Superior**, em 14/10/2025, às 11:21, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Maria Rosangela Soares, Usuário Externo**, em 14/10/2025, às 11:21, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **William de Souza Santos, Usuário Externo**, em 14/10/2025, às 11:51, 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](https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **6763813** e o código CRC **347894E8**.

Dedico este trabalho à minha família.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, pela força e pela direção em cada passo.

Aos meus pais, Olinerva e Alexandre, cujo apoio e amor tornaram possível esta conquista, que também é de vocês.

Às minhas irmãs, Milla, Renata e Shayra, por influenciarem meu caráter, meu humor e meu gosto musical. À Lívia, o pingo de gente mais carinhoso do mundo; ao tio Henrique e à Maria; aos meus padrinhos e cunhados, pela ternura constante.

Aos amigos Gabi, Rafa, Dan, Thamye, Misa, Bia e Ari, pela alegria compartilhada e pelo acolhimento nos momentos difíceis. Que nunca falte uma noite de jogos para nós.

Ao amigo MSc. Arthur Zuchetti e aos professores Dr. William de Souza Santos e Dr. Lucio Pereira Neves, pela orientação e apoio no uso do MCNP.

À minha orientadora, Profª. Drª. Ana Paula Perini, por acreditar em mim, ensinar e guiar com paciência e dedicação.

Ao Professor Dr. Lucio Pereira Neves, colaborador deste trabalho, pela obtenção dos espectros com o Software SpekCalc. Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro através dos projetos de pesquisa 310646/2025-1 (A.P.P.) e 312160/2023-2 (L.P.N.). Também agradeço à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelos projetos de pesquisa APQ-04215-22, APQ-01254-23 e APQ- 04348-23. Este trabalho faz parte do Instituto Brasileiro de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações para a Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3. Agradeço à FAPEMIG pela bolsa de Mestrado obtida por meio do Projeto APQ-04215-22.

“Bravura é não sentir medo daquilo que assusta os outros. Coragem é sentir medo, mas ainda assim ter força para agir.”

— *Taylor Jenkins Reid, Atmosphere*

## RESUMO

Radiografias em pacientes neonatais são um recurso diagnóstico essencial nas unidades de terapia intensiva neonatal (UTIN), sendo amplamente utilizadas para o acompanhamento clínico e avaliação de condições respiratórias e cardíacas. Embora sejam procedimentos rápidos, eficientes e relativamente acessíveis, essas exposições envolvem doses de radiação que, apesar de baixas, podem representar risco aumentado devido à elevada radiosensibilidade dos neonatos e à frequência de exames repetidos durante a internação. Nesse contexto, este trabalho tem como objetivo estudar as doses absorvidas em diferentes órgãos durante exames radiológicos de tórax neonatal, por meio de simulações de Monte Carlo. Para isso, empregou-se o código de transporte de radiação MCNP6.3, utilizando simuladores antropomórficos neonatais disponibilizados pela Publicação ICRP 143, inseridos em um ambiente virtual que representa uma UTIN, incluindo a incubadora e um aparelho de raios X móvel. As simulações consideraram diferentes tensões de tubo (45 a 65 kV) e tamanhos de campo ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  e  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ), quantificando a dose de entrada na pele e as doses em órgãos radiosensíveis, como os cristalinos dos olhos e tireoide. A validação dos resultados simulados foi realizada por meio de medições experimentais com o Black Piranha com acessórios (RTI Group AB). Os resultados indicaram que o aumento da tensão do tubo foi o principal fator de elevação das doses absorvidas, enquanto a ampliação do campo irradiado teve impacto mais discreto, mas levou à inclusão de órgãos não essenciais ao diagnóstico, como cristalinos e cérebro, no feixe principal. Em contrapartida, campos menores, mostraram-se eficazes na redução da dose sem prejuízo potencial à qualidade da imagem. Conclui-se que a aplicação de protocolos otimizados, com ênfase na colimação restrita e no uso adequado da tensão, pode contribuir de forma significativa para reduzir as doses recebidas por pacientes neonatais em radiologia, reforçando a aplicação do princípio ALARA na prática clínica.

**Palavras-chave:** Radiologia Neonatal; Dose de Radiação; Monte Carlo.

## ABSTRACT

Chest radiographs in neonatal patients are an essential diagnostic resource in neonatal intensive care units (NICUs), widely used for clinical monitoring and the assessment of respiratory and cardiovascular conditions. Although these procedures are fast, efficient, and relatively accessible, they involve radiation doses that, despite being low, may present an increased risk due to the high radiosensitivity of neonates and the frequency of repeated examinations during hospitalization. In this context, the present study aims to investigate the absorbed doses in different organs during neonatal chest X-ray examinations through Monte Carlo simulations. The MCNP6.3 radiation transport code was employed, using neonatal anthropomorphic phantoms provided by ICRP Publication 143, inserted into a virtual environment representing a NICU, including an incubator and a mobile X-ray unit. Simulations considered different tube voltages (45 to 65 kV) and field sizes ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , and  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ), quantifying entrance skin dose and doses to radiosensitive organs such as the eye lenses and thyroid. The validation of the simulated results was performed through experimental measurements with the Black Piranha with accessories (RTI Group AB). The results indicated that increasing tube voltage was the main factor leading to higher absorbed doses, while enlarging the irradiated field had a smaller impact but resulted in the inclusion of non-essential organs, such as the eye lenses and brain, in the primary beam. Conversely, smaller fields proved effective in reducing dose without compromising image quality. It is concluded that the application of optimized protocols, with emphasis on strict collimation and appropriate tube voltage, can significantly reduce radiation doses received by neonatal patients in radiology, reinforcing the importance of the ALARA principle in clinical practice.

**Keywords:** Neonatal Radiology; Radiation Dose; Monte Carlo.

## **LISTA DE FIGURAS**

Figura 1 – Esquema do tubo de produção de raios X. . . . .	20
Figura 2 – Produção do espectro do feixe de radiação para um ânodo de tungstênio. .	21
Figura 3 – Ilustração do cenário simulado com os componentes físicos. a) Cená-	
rio com todos os componentes. b) Cenário com tampa da incubadora	
removida para visualização do neonato. . . . .	26
Figura 4 – Desenho técnico do aparelho de raios X Áquila Plus 300. Valores em	
milímetros. . . . .	27
Figura 5 – Desenho técnico da incubadora neonatal Dräger 7320. Valores em milí-	
metros. . . . .	27
Figura 6 – Simulador antropomórfico neonatal masculino utilizado neste trabalho.	28

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Fatores de ponderação tecidual. Adaptado de ICRP (2007) . . . . .	20
Tabela 2 – Unidades usadas no MCNP. Adaptada de Shultis e Bahadori (2024) . . .	22
Tabela 3 – Mnemônicos usados no bloco de superfícies. Adaptada de Armstrong et al. (2018) . . . . .	23
Tabela 4 – <i>Tallies</i> utilizáveis no cartão de dados. Adaptada de Santos (2014) . . . .	24
Tabela 5 – Densidades dos materiais. Adaptada de McConn et al. (2011). . . . .	27
Tabela 6 – Informações gerais dos objetos antropomórficos virtuais neonatais. Adaptada de ICRP (2020). . . . .	29
Tabela 7 – Valores médios de dose de entrada na pele considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	30
Tabela 8 – Comparaçao dos valores de DEP determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura . . . . .	31
Tabela 9 – Fatores de aumento da DEP entre tensões consecutivas, por tamanho de campo . . . . .	31
Tabela 10 – Fatores de aumento da DEP entre tamanhos de campo consecutivos, por tensão . . . . .	32
Tabela 11 – Valores médios de dose absorvida para o cérebro considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	32
Tabela 12 – Comparaçao dos valores de dose absorvida no cérebro determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura . . . . .	33
Tabela 13 – Valores médios de dose absorvida para o cristalino dos olhos considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	33
Tabela 14 – Valores médios de dose absorvida para o esôfago considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	34
Tabela 15 – Comparaçao dos valores de dose absorvida no esôfago determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura . . . . .	34
Tabela 16 – Valores médios de dose absorvida para o estômago considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	34
Tabela 17 – Comparaçao dos valores de dose absorvida no estômago determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura . . . . .	35
Tabela 18 – Valores médios de dose absorvida para o fígado considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	35
Tabela 19 – Comparaçao dos valores de dose absorvida no fígado determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura . . . . .	36
Tabela 20 – Valores médios de dose absorvida para a medula óssea vermelha considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	36

Tabela 21 – Comparaçāo dos valores de dose absorvida na medula óssea vermelha determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura . . . . .	37
Tabela 22 – Valores médios de dose absorvida para os pulmões considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	37
Tabela 23 – Comparaçāo dos valores de dose absorvida nos pulmões determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura . . . . .	38
Tabela 24 – Valores médios de dose absorvida para os rins considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	38
Tabela 25 – Comparaçāo dos valores de dose absorvida nos rins determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura . . . . .	39
Tabela 26 – Valores médios de dose absorvida para a tireoide considerando diferentes tensões e tamanhos de campo . . . . .	39
Tabela 27 – Comparaçāo dos valores de dose absorvida na tireoide determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura . . . . .	40
Tabela 28 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> feminino para a tensão de 45 kV . . . . .	49
Tabela 29 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> masculino para a tensão de 45 kV . . . . .	50
Tabela 30 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> feminino para a tensão de 50 kV . . . . .	51
Tabela 31 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> masculino para a tensão de 50 kV . . . . .	52
Tabela 32 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> feminino para a tensão de 55 kV . . . . .	53
Tabela 33 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> masculino para a tensão de 55 kV . . . . .	54
Tabela 34 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> feminino para a tensão de 60 kV . . . . .	55
Tabela 35 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> masculino para a tensão de 60 kV . . . . .	56
Tabela 36 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> feminino para a tensão de 65 kV . . . . .	57
Tabela 37 – Valores de dose absorvida para o <i>phantom</i> masculino para a tensão de 65 kV . . . . .	58
Tabela 38 – Valores de doses absorvidas no cérebro para o <i>phantom</i> feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . .	59
Tabela 39 – Valores de doses absorvidas no cérebro para o <i>phantom</i> masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . .	59

Tabela 40 – Valores de doses absorvidas no cristalino dos olhos para o <i>phantom</i> feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . .	59
Tabela 41 – Valores de doses absorvidas no cristalino dos olhos para o <i>phantom</i> masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . .	60
Tabela 42 – Valores de doses absorvidas no esôfago para o <i>phantom</i> feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	60
Tabela 43 – Valores de doses absorvidas no esôfago para o <i>phantom</i> masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	60
Tabela 44 – Valores de doses absorvidas no estômago para o <i>phantom</i> feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	61
Tabela 45 – Valores de doses absorvidas no estômago para o <i>phantom</i> masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	61
Tabela 46 – Valores de doses absorvidas no fígado para o <i>phantom</i> feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	61
Tabela 47 – Valores de doses absorvidas no fígado para o <i>phantom</i> masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	62
Tabela 48 – Valores de doses absorvidas na medula óssea vermelha para o <i>phantom</i> feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . .	62
Tabela 49 – Valores de doses absorvidas na medula óssea vermelha para o <i>phantom</i> masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . .	62
Tabela 50 – Valores de doses absorvidas nos pulmões para o <i>phantom</i> feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	63
Tabela 51 – Valores de doses absorvidas nos pulmões para o <i>phantom</i> masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	63
Tabela 52 – Valores de doses absorvidas nos rins para o <i>phantom</i> feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	63
Tabela 53 – Valores de doses absorvidas nos rins para o <i>phantom</i> masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	64
Tabela 54 – Valores de doses absorvidas na tireoide para o <i>phantom</i> feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	64
Tabela 55 – Valores de doses absorvidas na tireoide para o <i>phantom</i> masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo. . . . . . . . .	64
Tabela 56 – Macrocorpos – Parte I. Adaptada de (ARMSTRONG et al., 2018) . .	65
Tabela 57 – Macrocorpos – Parte II. Adaptada de (ARMSTRONG et al., 2018) . .	66
Tabela 58 – Macrocorpos – Parte III. Adaptada de (ARMSTRONG et al., 2018) . .	67
Tabela 59 – Macrocorpos – Parte IV. Adaptada de (ARMSTRONG et al., 2018) . .	68

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i> - Tão Baixo Quanto Razoavelmente Alcançável
CC[D]	Coeficiente de Conversão de Dose
DEP	Dose de Entrada na Pele
HC-UFU	Hospital das Clínicas da Universidade de Uberlândia
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> - Comissão Internacional de Proteção Radiológica
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particles Transport</i>
PCXMC	<i>PC X-ray Monte Carlo</i>
TLD	<i>Thermoluminescent Dosimeter</i> - Dosímetro Termoluminescente
UTIN	Unidade de Terapia Intensiva Neonatal

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO . . . . .</b>	<b>16</b>
1.1	OBJETIVOS . . . . .	17
1.1.1	Objetivo Geral . . . . .	17
1.1.2	Objetivos Específicos . . . . .	18
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO . . . . .</b>	<b>19</b>
2.1	RADIAÇÕES IONIZANTES . . . . .	19
2.1.1	Efeitos Biológicos da Radiação . . . . .	19
2.1.2	Produção de raios X . . . . .	20
2.2	CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNP . . . . .	21
2.2.1	Estrutura do Código . . . . .	22
2.2.1.1	<i>Bloco de Células</i> . . . . .	22
2.2.1.2	<i>Bloco de Superfícies</i> . . . . .	22
2.2.1.3	<i>Bloco de Dados</i> . . . . .	23
2.2.2	Coeficiente de Conversão e Dose Absorvida . . . . .	24
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS . . . . .</b>	<b>26</b>
3.1	CENÁRIOS SIMULADOS . . . . .	26
3.2	OBJETOS SIMULADORES VIRTUAIS . . . . .	28
3.3	ESPECTROS DE RAIOS X . . . . .	28
3.4	VALIDAÇÃO DA SIMULAÇÃO . . . . .	29
3.5	CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNP . . . . .	29
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES . . . . .</b>	<b>30</b>
4.1	DOSE DE ENTRADA NA PELE . . . . .	30
4.2	VALORES DE DOSE ABSORVIDA . . . . .	32
4.2.1	Dose absorvida no cérebro . . . . .	32
4.2.2	Dose absorvida no cristalino dos olhos . . . . .	33
4.2.3	Dose absorvida no esôfago . . . . .	33
4.2.4	Dose absorvida no estômago . . . . .	34
4.2.5	Dose absorvida no fígado . . . . .	35
4.2.6	Dose absorvida na medula óssea vermelha . . . . .	36
4.2.7	Dose absorvida nos pulmões . . . . .	37
4.2.8	Dose absorvida nos rins . . . . .	38
4.2.9	Dose absorvida na tireoide . . . . .	39
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES . . . . .</b>	<b>41</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>42</b>
	<b>APÊNDICE A – Produções Bibliográficas . . . . .</b>	<b>48</b>
A.1	TRABALHOS APRESENTADOS . . . . .	48
A.2	SUBMISSÕES PARA PERIÓDICOS CIENTÍFICOS . . . . .	48

A.3	ATIVIDADES DE EXTENSÃO . . . . .	48
	<b>APÊNDICE B – Resultados Gerais . . . . .</b>	<b>49</b>
	<b>APÊNDICE C – Doses Absorvidas por Órgão . . . . .</b>	<b>59</b>
C.1	CÉREBRO . . . . .	59
C.2	CRISTALINO DOS OLHOS . . . . .	59
C.3	ESÔFAGO . . . . .	60
C.4	ESTÔMAGO . . . . .	61
C.5	FÍGADO . . . . .	61
C.6	MEDULA ÓSSEA VERMELHA . . . . .	62
C.7	PULMÕES . . . . .	63
C.8	RINS . . . . .	63
C.9	TIREOIDE . . . . .	64
	<b>ANEXO A – Descrição dos Macrocorpos . . . . .</b>	<b>65</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Até o século XIX, o cuidado com o recém-nascido era responsabilidade quase exclusiva das famílias, especialmente das mães, sem participação significativa da medicina. Os partos ocorriam majoritariamente em domicílios e, mesmo com assistência profissional, a atenção estava centrada na mãe (BAKER, 2000). Como consequência, doenças neonatais eram frequentemente negligenciadas, e intervenções além da reanimação eram raras (LEAVITT, 1988).

Essa realidade começou a mudar na década de 1880, quando o obstetra francês Stéphane Tarnier, em visita ao zoológico de Paris, observou uma incubadora de ovos de galinha e teve a ideia de adaptá-la para aquecer recém-nascidos prematuros (BAKER, 2000). Desde 1870, Tarnier buscava reduzir a mortalidade neonatal por hipotermia no Hospital de Paris. O médico então desenvolveu uma versão ampliada da incubadora, capaz de aquecer vários bebês simultaneamente. Com o tempo, esses modelos foram substituídos por unidades individuais com ventilação por convecção e controle refinado de temperatura (DOURET; ROBIN; NORMAND, 1994).

A partir da década de 1950, houve avanços significativos nos cuidados neonatais, culminando na criação da UTIN (Unidade de Terapia Intensiva Neonatal) na década de 1960 (DOURET; ROBIN; NORMAND, 1994). Esse progresso elevou a sobrevida de prematuros e recém-nascidos de baixo peso, impulsionando o desenvolvimento de tecnologias específicas, como as incubadoras modernas, que passaram a incorporar controle de temperatura, umidade, ventilação e, mais recentemente, sensores de frequência cardíaca e oxigenação (BOUWSTRA et al., 2009; IRIANTO; LUTHFIYAH; MAGHFIROH, 2024).

Na UTIN, os recém-nascidos são classificados de acordo com a idade gestacional e o peso ao nascer (BATTAGLIA; LUBCHENCO, 1967), o que orienta a conduta médica. Entre as condições clínicas mais comuns estão a Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo, a Displasia Broncopulmonar, a Persistência do Canal Arterial e a Enterocolite Necrosante, especialmente entre os prematuros, cuja imaturidade pulmonar exige suporte ventilatório e monitoramento frequente (RYU et al., 2024).

Diante dessa causa clínica, exames de imagem, especialmente radiografias, tornaram-se ferramentas indispensáveis para diagnóstico e acompanhamento. Um trabalho de revisão de 2020 mostrou que o número de radiografias por neonato internado variou de 0 a 159 (GISLASON-LEE, 2021). Em São Petersburgo, Rússia, um único hospital realizou cerca de 10 mil exames de raios X em uma UTIN ao longo de um ano (POTRAKHOV; POTRAKHOV, 2018). A maioria desses exames é feita com aparelhos móveis, permitindo a aquisição da imagem sem deslocar o neonato da incubadora (TUGWELL-ALLSUP; ENGLAND, 2020; RYU et al., 2024).

A radiação utilizada nestes exames na UTIN é classificada como ionizante por sua capacidade de remover elétrons de átomos, formando íons. Na medicina, a radiolo-

gia explora essa propriedade para gerar imagens bidimensionais a partir da atenuação diferencial dos tecidos (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Anualmente, são realizadas aproximadamente 350 milhões de radiografias em crianças, com equipamentos operando, no contexto neonatal, entre 41,6 e 65 kV (OMS, 2016; GISLASON-LEE, 2021), enquanto a Comissão Europeia recomenda 60 a 65 kV (Comissão Europeia, 1996).

Apesar das baixas doses por exame, a exposição acumulada é preocupante, especialmente em neonatos. Crianças são mais radiosensíveis devido à alta taxa mitótica dos tecidos e à menor diferenciação celular, conforme a Lei de Bergonié e Tribondeau (MULVIHILL et al., 2017). Além disso, possuem expectativa de vida longa, aumentando o risco de efeitos estocásticos tardios, como câncer (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Nesse contexto, métodos computacionais para estimar a dose de radiação são essenciais. O método de Monte Carlo, desenvolvido por Stanislaw Ulam, John von Neumann, Robert Richtmyer e Nicholas Metropolis durante o Projeto Manhattan, simula interações da radiação com a matéria com base em processos estatísticos aleatórios (FORSTER III; RISING; SOOD, 2021). Desde então, é amplamente utilizado na física médica como ferramenta ética e precisa para avaliar distribuições de dose sem expor pacientes reais (FORSTER III; RISING; SOOD, 2021).

O código *Monte Carlo N-Particles Transport* (MCNP), criado em 1977 e atualmente em versões como o MCNP6, permite a simulação de diferentes partículas e geometrias complexas, como as encontradas em ambientes hospitalares (FORSTER III; RISING; SOOD, 2021). Assim, é possível investigar como a presença da incubadora, diferentes valores de tensão do equipamento de raios X e a posição da fonte afetam a distribuição de dose no corpo do neonato.

Diante do exposto, este trabalho tem como objetivo simular, por meio do código MCNP6.3, a dose de radiação recebida por um neonato durante exames de tórax em uma UTIN. A simulação considera a presença da incubadora e o uso de equipamentos de raios X móveis, com base em parâmetros da literatura. Busca-se fornecer subsídios para a otimização de protocolos radiológicos, em conformidade com o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable - Tão Baixo Quanto Razoavelmente Alcançável*), que estabelece que a dose deve ser tão baixa quanto razoavelmente possível, reforçando a segurança e a eficácia da prática médica neonatal.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Estudar a dose absorvida pelos órgãos de um recém-nascido em uma situação clínica de UTIN em exames de raios X torácicos utilizando simulação Monte Carlo.

### **1.1.2 Objetivos Específicos**

- a) Simular a rotina clínica da UTIN em radiografias torácicas anteroposteriores, utilizando equipamento de raios X móvel;
- b) Determinar a dose de entrada na pele (DEP) durante o exame radiográfico;
- c) Calcular a dose absorvida em órgãos do objeto antropomórfico virtual durante exame de tórax em uma UTIN;
- d) Comparar as doses obtidas com valores da literatura e com a legislação vigente;
- e) Avaliar como parâmetros físicos e geométricos influenciam os valores de dose recebidos pelo objeto antropomórfico virtual neonatal.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 RADIAÇÕES IONIZANTES

A radiação pode ser definida como energia em trânsito, capaz de se propagar pelo espaço ou através da matéria. Quando possui energia suficiente para ionizar átomos (ou seja, remover elétrons de suas camadas eletrônicas) é denominada radiação ionizante (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

As radiações ionizantes podem ser classificadas de acordo com sua natureza em corpusculares ou ondulatórias. As radiações corpusculares são constituídas por partículas com massa e, geralmente, carga elétrica, como as partículas alfa, beta e os nêutrons. Já as radiações ondulatórias, como os raios X e os raios gama, não possuem massa nem carga elétrica, e se propagam como ondas eletromagnéticas (HALL; GIACCIA, 2005).

Além disso, as radiações ionizantes também podem ser classificadas conforme seu mecanismo de interação com a matéria. As radiações diretamente ionizantes são partículas carregadas que interagem diretamente com os elétrons dos átomos, promovendo ionização. Por outro lado, as radiações indiretamente ionizantes, como fótons e partículas neutras, não ionizam diretamente, mas interagem com a matéria produzindo partículas secundárias carregadas, que então causam a ionização (HALL; GIACCIA, 2005).

#### 2.1.1 Efeitos Biológicos da Radiação

A radiação ionizante, ao interagir com a matéria biológica do corpo humano, é capaz de causar danos aos tecidos do organismo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

As reações teciduais ocorrem quando doses específicas de radiação provocam efeitos adversos, como catarata, náusea e eritema. Tais problemas surgem apenas com doses relativamente altas, não usuais no contexto da radiologia diagnóstica, embora possam aparecer em pacientes submetidos à radioterapia e, no caso da catarata, em médicos cirurgiões intervencionistas. Por se tratarem de doses elevadas, esses efeitos estão fora do escopo deste trabalho (HALL; GIACCIA, 2005).

Já os efeitos estocásticos são aleatórios e probabilísticos, podendo ocorrer sem um limite mínimo de dose, embora o aumento da dose eleve a probabilidade de ocorrência. O câncer é um exemplo típico desse tipo de efeito (HALL; GIACCIA, 2005).

A probabilidade de ocorrência está associada tanto à idade quanto ao sexo do indivíduo. Órgãos com alta capacidade de proliferação celular tendem a ser mais sensíveis, e quanto menor a idade, maior a radiosensibilidade, conforme a Lei de Bergonié e Tribondeau (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Além disso, cada órgão apresenta um grau específico de sensibilidade, determinado pelo tipo de tecido e pela taxa de renovação celular. Os fatores de ponderação tecidual de cada um dos órgãos de interesse para este trabalho estão listados na Tabela 1

Tabela 1 – Fatores de ponderação tecidual. Adaptado de ICRP (2007)

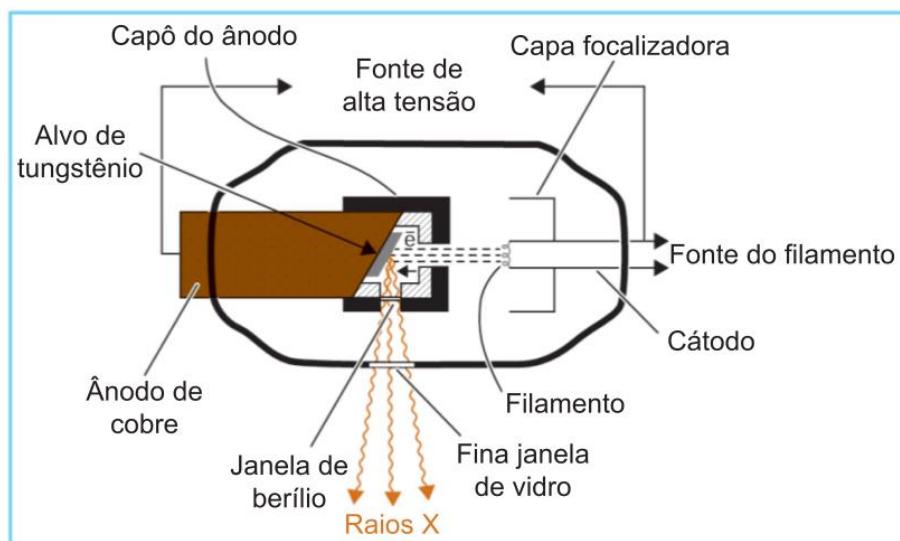
Órgão	$w_T$
Cérebro	0,01
Cristalino	$^a$
Esôfago	0,04
Estômago	0,12
Fígado	0,04
Medula Óssea Vermelha	0,12
Pulmões	0,12
Rins	0,12
Tireoide	0,04

<sup>a</sup>O cristalino dos olhos não apresenta  $w_T$  próprio, mas deve ser observado com cuidado devido ao risco de desenvolvimento de catarata.

### 2.1.2 Produção de raios X

Em um equipamento de raios X, o feixe é produzido quando elétrons, gerados pelo efeito termoionico no cátodo, são acelerados por um campo elétrico estabelecido pela diferença de potencial entre os terminais do tubo. Esse processo ocorre em ambiente de vácuo, evitando interações indesejadas com partículas do ar. Os elétrons acelerados colidem com um alvo metálico (ânodo), geralmente cônicoo e giratório, o que favorece a dissipação do calor gerado, como observado na Figura 1. Como resultado dessa colisão, são produzidos raios X de freamento (*Bremsstrahlung*) e raios X característicos (PODGORSAK, 2016).

Figura 1 – Esquema do tubo de produção de raios X.

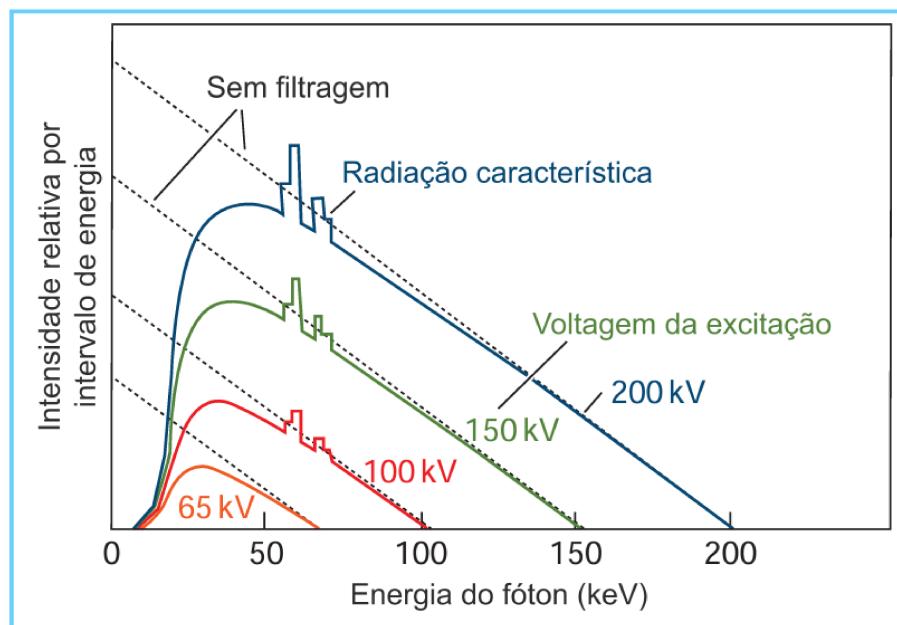


Fonte: Adaptado de Khan e Gibbons (2014, p. 29.).

O colimador delimita o campo de incidência da radiação no paciente, enquanto filtros adequados removem a radiação de baixa energia que não contribui para a formação da imagem, reduzindo a dose desnecessária. Os parâmetros de tensão (kV), corrente (mA) e tempo de exposição (s), ajustáveis no painel de controle, permitem otimizar a qualidade e a quantidade do feixe de acordo com a necessidade clínica (BUSHBERG et al., 2011).

O gráfico que relaciona energia e tensão é denominado espectro de radiação e é formado pela componente contínua (raios X de freamento) e pelos picos característicos, que indicam o material do ânodo. No caso do tungstênio, apresentado na Figura 2, esses picos surgem a partir de 69,5 kV (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Figura 2 – Produção do espectro do feixe de radiação para um ânodo de tungstênio.



Fonte: Adaptado de Khan e Gibbons (2014, p. 36.).

## 2.2 CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNP

O método Monte Carlo, concebido durante a Segunda Guerra Mundial no Laboratório de Los Alamos, recebeu esse nome por tratar-se de um método probabilístico, fazendo alusão aos cassinos de Mônaco. Entre suas diversas aplicações, destaca-se o estudo da radiação em cenários simulados computacionalmente, permitindo, de forma ética, avaliar seus efeitos em organismos vivos sem riscos reais, por meio da alteração controlada de parâmetros físicos (FORSTER III; RISING; SOOD, 2021).

Desde sua criação, o código MCNP passou por diversas atualizações, ampliando sua capacidade de processamento para simular bilhões de partículas. Para ser interpretado pelo programa, o arquivo de entrada é organizado em blocos. Como se trata de um método

probabilístico, o código não fornece automaticamente resultados físicos representativos da realidade. Assim, é necessário especificar quais grandezas se deseja calcular por meio dos *tallies* (Tabela 4). Os mnemônicos e as unidades utilizadas no MCNP estão apresentados nas Tabelas 3 e 2, respectivamente. Parte da terminologia utilizada mantém-se por razões históricas, como o termo “bloco” (*card*), originalmente associado a cartões perfurados e que, atualmente, corresponde a linhas de código no arquivo de entrada (*input file*) (SHULTIS; BAHADORI, 2024).

Tabela 2 – Unidades usadas no MCNP. Adaptada de Shultis e Bahadori (2024)

Grandeza	Unidade
Comprimento	<i>cm</i>
Energia	<i>MeV</i>
Tempo	<i>shakes</i>
Temperatura	<i>MeV</i> ( <i>kT</i> )
Densidade atômica	<i>átomo b<sup>-1</sup> cm<sup>-1</sup></i>
Densidade mássica	<i>g cm<sup>-3</sup></i>
Seção de choque	<i>b</i>
Energia depositada	<i>jerk g<sup>-1</sup></i>
<hr/>	
1 <i>Jerk</i> = $10^9$ <i>joules</i>	
1 <i>b</i> = $10^{-28}$ <i>m<sup>2</sup></i>	
1 <i>shake</i> = $10^{-8}$ <i>s</i>	

Também é indicada a importância relativa (*imp*), utilizada para otimizar a eficiência computacional do código sem alterar os resultados físicos. Dessa forma, caso uma célula não apresente importância para o código, a história da partícula é encerrada ao entrar no respectivo volume. Esse parâmetro pode, ainda, ser ajustado de acordo com o tipo de partícula considerada, como prótons ou elétrons, caso sejam diferentes (SANTOS, 2014).

### 2.2.1 Estrutura do Código

#### 2.2.1.1 Bloco de Células

Este bloco define a divisão do espaço simulado em células, que são regiões delimitadas por superfícies geométricas. A cada célula é atribuído um material, uma densidade (positiva para vazio e negativa para matéria) e uma importância para as partículas simuladas. A geometria é construída por meio de expressões booleanas que combinam superfícies para formar volumes fechados (SANTOS, 2014).

#### 2.2.1.2 Bloco de Superfícies

Neste bloco são especificadas as superfícies geométricas usadas para definir os limites das células. Os mnemônicos utilizados estão apresentados na Tabela 3. Macrocorpos podem ser usados para facilitar o processo, visto que agem como a superfície de um sólido

geométrico. Os principais macrocorpos são apresentados nas Tabelas 56, 57, 58 e 59, no Anexo A. O espaço interno aos macrocorpos é considerado negativo, e o externo, positivo (ARMSTRONG et al., 2018).

Tabela 3 – Mnemônicos usados no bloco de superfícies. Adaptada de Armstrong et al. (2018)

Mnemônico	Descrição	Equação	Coeficientes
<b>Planos</b>			
P	Geral	$Ax + By + Cz - D = 0$	$A \ B \ C \ D$
PX	Normal ao eixo x	$x - D = 0$	$D$
PY	Normal ao eixo y	$y - D = 0$	$D$
PZ	Normal ao eixo z	$z - D = 0$	$D$
<b>Esferas</b>			
SO	Na origem	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$R$
S	Geral	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ R$
SX	No eixo x	$(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \ R$
SY	No eixo y	$x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \ R$
SZ	No eixo z	$x^2 + y^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{z} \ R$
<b>Cilindros</b>			
C/X	Paralelo ao eixo x	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \ \bar{z} \ R$
C/Y	Paralelo ao eixo y	$(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \ \bar{z} \ R$
C/Z	Paralelo ao eixo z	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \ \bar{y} \ R$
CX	No eixo x	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$R$
CY	No eixo y	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	$R$
CZ	No eixo z	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	$R$
<b>Cones</b>			
K/X	Paralelo ao eixo x	$\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ t^2 \pm 1$
K/Y	Paralelo ao eixo y	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ t^2 \pm 1$
K/Z	Paralelo ao eixo z	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ t^2 \pm 1$
KX	No eixo x	$\sqrt{y^2 + z^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x} \ t^2 \pm 1$
KY	No eixo y	$\sqrt{x^2 + z^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{y} \ t^2 \pm 1$
KZ	No eixo z	$\sqrt{x^2 + y^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{z} \ t^2 \pm 1$

### 2.2.1.3 Bloco de Dados

O bloco de dados do MCNP define as instruções que o código deve seguir durante a simulação. Nele estão especificadas informações essenciais, como a física do problema, por meio do comando MODE, que determina os tipos de partículas a serem simuladas,

como nêutrons, fôtons ou elétrons. Também são definidos os parâmetros de células e superfícies por meio de comandos como IMP:N, que controlam a geometria do modelo e atribuem a importância das partículas em cada região simulada (KULESZA et al., 2022). A fonte de radiação é descrita com o comando SDEF, responsável por estabelecer a posição, a energia e a direção do feixe de partículas. Além disso, o bloco de dados inclui a definição dos *tallies*, que indicam quais grandezas físicas devem ser calculadas ao longo da simulação; a especificação dos materiais por meio dos comandos M, que associam composições específicas às células do modelo; e, por fim, o comando NPS, que determina o número total de partículas a serem simuladas e estabelece o ponto de encerramento da execução (KULESZA et al., 2022).

Os *tallies*, por sua vez, têm função central na obtenção dos resultados da simulação, uma vez que definem quais quantidades físicas serão extraídas do modelo. Neste trabalho, foi utilizado o *tally* F6, que calcula a energia média depositada por unidade de massa em uma célula, assumindo equilíbrio eletrônico local. Um resumo dos *tallies* disponíveis no MCNP, bem como suas respectivas finalidades, pode ser consultado na Tabela 4.

Tabela 4 – *Tallies* utilizáveis no cartão de dados. Adaptada de Santos (2014)

Mnemônico	Descrição	Fn	*Fn
F1:N ou F1:p ou F1:e	Corrente integrada numa superfície	Partículas	MeV
F2:N ou F2:p ou F2:e	Fluxo médio numa superfície	Partículas/cm <sup>2</sup>	MeV/cm <sup>2</sup>
F4:N ou F4:p ou F4:e	Fluxo médio numa célula	Partículas/cm <sup>2</sup>	MeV/cm <sup>2</sup>
F5a:N ou F5a:p	Fluxo num detector pontual ou radial	Partículas/cm <sup>2</sup>	MeV/cm <sup>2</sup>
F6:N ou F6:n,p ou F6:p	Energia média depositada na célula	MeV/g	Jerks/g
F7:n	Energia de fissão depositada	MeV/g	Jerks/g
F8:p ou F8:p,e ou F8:e +F8:e	Pulso de energia num detector Deposição de carga	Pulsos Carga	MeV N/A

$$1Jerk = 10^9 joules$$

## 2.2.2 Coeficiente de Conversão e Dose Absorvida

É necessário estabelecer um elo entre a simulação computacional e a realidade física. Apesar de suas inúmeras vantagens, a simulação computacional não fornece, por si só, valores físicos diretamente mensuráveis. Por essa razão, torna-se essencial adotar um fator de conversão que conecte o universo simulado ao mundo real (SHULTIS; BAHADORI, 2024).

Nesse contexto, pode-se utilizar a DEP do paciente submetido ao exame. O coeficiente de conversão de dose absorvida (CC[D]) foi determinado pela Equação (1).

Com esse coeficiente, é possível estimar a dose absorvida por um órgão real a partir da dose simulada para o mesmo órgão. Assim, ao multiplicar a DEP experimental pelo coeficiente, obtém-se a dose absorvida correspondente, como demonstrado na Equação (1) (SANTOS, 2014),

$$CC[D] = \frac{D_{\text{órgão(simulado)}}}{DEP_{\text{simulada}}} \quad (1)$$

em que  $D_{\text{órgão(simulado)}}$  é a dose absorvida simulada obtida com o *tally* F6 e  $DEP_{\text{simulada}}$  é a dose de entrada na pele simulada obtida com o *tally* F6.

Para garantir que o processo seja o mais fidedigno possível, é fundamental que ambas as DEPs sejam obtidas sob as mesmas condições radiográficas. No presente trabalho, cada DEP foi determinada utilizando o mesmo tamanho de campo, tensão, filtração e distância fonte–receptor, assegurando a equivalência entre os cenários simulado e real (KULESZA et al., 2022).

Segundo a CNEN 3.01, a dose absorvida (D), grandeza dosimétrica utilizada no presente trabalho, é definida como:

[...] é uma grandeza dosimétrica fundamental expressa por  $D = d\bar{\varepsilon}/dm$ , onde  $d\bar{\varepsilon}$  é a energia média depositada pela radiação em um volume elementar de matéria de massa dm. A unidade no sistema internacional é o joule por kilograma ( $J.kg^{-1}$ ), que recebe a denominação especial gray (Gy) (CNEN, 2024).

Todos os cálculos de média ( $\bar{X}$ ) presentes neste trabalho foram realizados segundo a Equação (2), definida por Magina et al. (2010) como

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i}{n} \quad (2)$$

onde  $X_i$  são valores assumidos pela variável, e n é o número de dados.

De maneira similar, todos os valores de diferença relativa percentual ( $\Delta\%$ ) usados para comparar os dados encontrados neste trabalho com os demais encontrados na literatura foram calculados pela Equação (3) (HUGHES-HALLETT et al., 2021).

$$\Delta\% = \frac{X - X_{\text{ref}}}{X_{\text{ref}}} \times 100 \quad (3)$$

onde  $X_{\text{ref}}$  representa o valor de referência (obtido no presente estudo) e  $X$  o valor reportado na literatura.

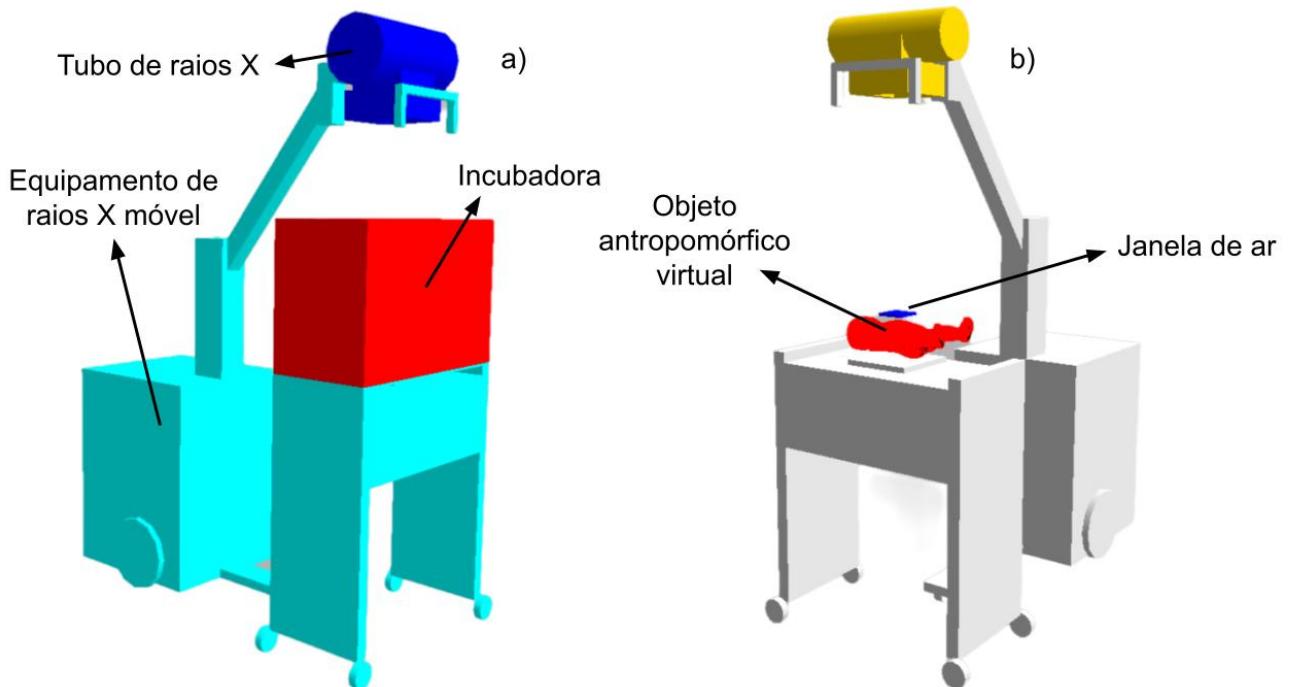
### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para isso, foram analisados parâmetros usuais aplicados nesse tipo de exame a partir de levantamento bibliográfico (SILVEIRA; NEVES; PERINI, 2024). Com base nos dados coletados, foram definidos valores de tensão do tubo de raios X variando de 45 a 65 kV, com incrementos regulares de 5 kV, e aberturas de campos quadrados de 10x10, 15x15 e 20x20 cm<sup>2</sup>, condizentes com os valores encontrados na literatura.

#### 3.1 CENÁRIOS SIMULADOS

Com o intuito de representar fielmente a rotina de exames na UTIN, foi modelado computacionalmente o ambiente composto por um equipamento de raios X móvel, uma incubadora neonatal e um paciente neonato, como ilustrado na Figura 3.

Figura 3 – Ilustração do cenário simulado com os componentes físicos. a) Cenário com todos os componentes. b) Cenário com tampa da incubadora removida para visualização do neonato.



Fonte: Autoria Própria (2025).

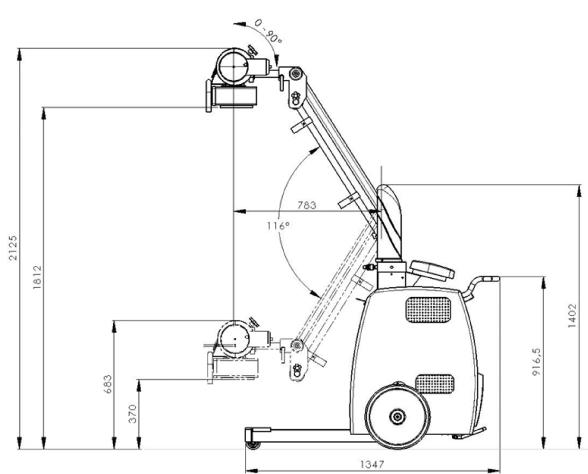
O equipamento modelado foi o aparelho de raios X móvel Áquila Plus 300, o mesmo utilizado no Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HC-UFU), localizado em Minas Gerais, Brasil (FREITAS, 2020). A geometria do aparelho foi reproduzida conforme as especificações técnicas do manual do fabricante (Figura 4) (Philips Medical Systems Ltda., 2014). Além disso, a incubadora foi modelada com base

no modelo Dräger 7320, conforme o desenho técnico disponível em seu manual (Figura 5) (Dräger Medical, 1985).

A sala de exames foi representada com dimensões de 4,6 m de largura, 4,6 m de comprimento e 3,25 m de altura, sendo delimitada por paredes de concreto baritado com 20 cm de espessura e preenchida com ar atmosférico.

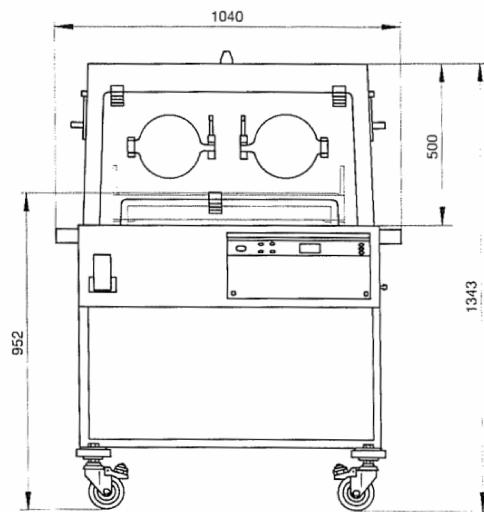
Os materiais empregados na simulação foram: chumbo, utilizado na blindagem do tubo de raios X; alumínio, presente nas partes metálicas do equipamento e da incubadora; e polimetilmetacrilato (PMMA), correspondente à tampa da incubadora. As densidades desses materiais foram obtidas do compêndio de McConn et al. (2011) e estão listadas na Tabela 5.

Figura 4 – Desenho técnico do aparelho de raios X Áquila Plus 300. Valores em milímetros.



Fonte: Philips Medical Systems Ltda. (2014).

Figura 5 – Desenho técnico da incubadora neonatal Dräger 7320. Valores em milímetros.



Fonte: Dräger Medical (1985).

Tabela 5 – Densidades dos materiais. Adaptada de McConn et al. (2011).

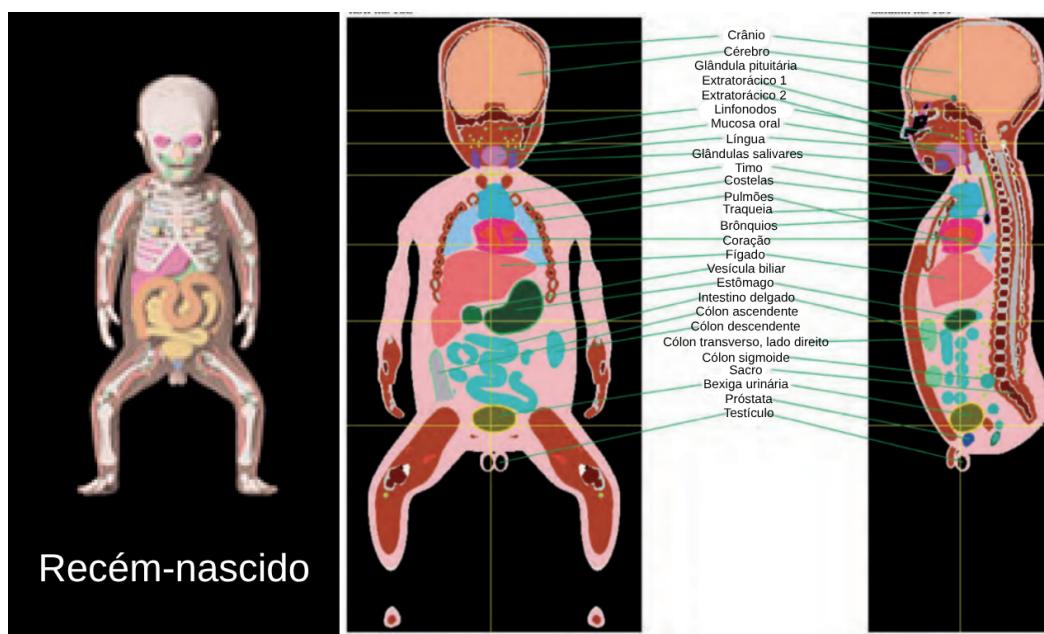
Material	Densidade ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )
Concreto baritado	3,35
Ar atmosférico	0,001225
Chumbo	11,35
Alumínio	2,699
Acrílico	1,19

### 3.2 OBJETOS SIMULADORES VIRTUAIS

Como simuladores antropomórficos virtuais, foram utilizados os *phantoms* (em português: fantomas) computacionais masculino e feminino de recém-nascidos, desenvolvidos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), conforme apresentado na Publicação 143: *Paediatric Computational Reference Phantoms* (ICRP, 2020). As características físicas destes objetos estão apresentadas na Tabela 6, e o *phantom* masculino está apresentado na Figura 6.

Esses *phantoms* consistem em representações voxelizadas da anatomia neonatal, com densidades e proporções realistas, permitindo a avaliação da dose absorvida por órgãos específicos (ICRP, 2020). As informações foram inseridas no arquivo de entrada do código de simulação, que também contém os parâmetros do feixe e as definições dos *tallies*.

Figura 6 – Simulador antropomórfico neonatal masculino utilizado neste trabalho.



Fonte: Adaptado de ICRP (2020, p. 30 e p. 268).

### 3.3 ESPECTROS DE RAIOS X

Os espectros dos feixes de raios X foram gerados utilizando o software SpekCalc (POLUDNIOWSKI et al., 2009), que permite configurar a tensão do tubo (de 40 a 300 kV), o ângulo do ânodo de tungstênio e a filtração adicional com materiais como ar, água, berílio, alumínio, cobre, estanho e tungstênio.

Neste trabalho, os espectros foram simulados com tensões entre 45 e 65 kV, em incrementos de 5 kV. Foi aplicada uma filtração equivalente a 2,3 mmAl, conforme a

Tabela 6 – Informações gerais dos objetos antropomórficos virtuais neonatais. Adaptada de ICRP (2020).

Valores de Referência	Masculino	Feminino
Altura (cm)	51	51
Massa (kg)	3,5	3,5
Área de superfície ( $m^2$ )	0,24	0,24
Número de Voxels ( $10^6$ )	52,12	52,12
Volume de Voxels ( $mm^3$ )	0,291	0,291

especificação da fonte ROTAX KL74, utilizada nos equipamentos móveis do HC-UFU (Philips Medical Systems Ltda., 2014).

### 3.4 VALIDAÇÃO DA SIMULAÇÃO

A validação da simulação foi realizada por meio de um *phantom* de água, composto por uma garrafa PET de 3 litros contendo 3,12 kg de água. O modelo foi escolhido por apresentar dimensões torácicas aproximadas às de um neonato e por representar adequadamente a composição corporal neonatal, composta por aproximadamente 75% de água (D'ANCI; CONSTANT; ROSENBERG, 2006).

As medições experimentais foram realizadas utilizando o Black Piranha com acessórios, da empresa sueca RTI Group AB (RTI Group AB, 2022), compatível com radiografia convencional, fluoroscopia, mamografia, odontologia e tomografia computadorizada.

Neste estudo, empregou-se a sonda externa do Piranha, posicionada sobre o *phantom*, a uma distância de 99 cm da fonte de raios X, a mesma posição adotada no código de simulação. Essa abordagem visa garantir correspondência entre os valores experimentais e os obtidos na simulação de Monte Carlo.

As medições de DEP foram conduzidas para tensões de 45, 50, 55, 60 e 65 kV, e para tamanhos de campo de  $10 \times 10\text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15\text{ cm}^2$  e  $20 \times 20\text{ cm}^2$ . Os experimentos foram realizados no setor de Radiodiagnóstico do HC-UFU. Para cada tamanho de abertura de campo, foram feitas três medições para cada valor de tensão do tubo de raios X, totalizando 45 exposições experimentais.

### 3.5 CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNP

As simulações foram realizadas utilizando o código de Monte Carlo MCNP6.3 (KU-LESZA et al., 2022), empregando o *tally* F6 ( $MeV/g/source-particle$ ) para obter a energia média depositada em cada célula. Cada execução considerou  $10^8$  partículas, com tempo médio de processamento de aproximadamente 8 horas por simulação. O sistema utilizado para rodar as simulações é equipado com um processador AMD Ryzen Threadripper PRO 5995WX de 64 núcleos e 256 GB de memória RAM.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 DOSE DE ENTRADA NA PELE

Os valores de DEP obtidos experimentalmente estão apresentados na Tabela 7, e variaram entre  $15,36 (\pm 0,02)$   $\mu\text{Gy}$  e  $59,81 (\pm 0,02)$   $\mu\text{Gy}$ , com média de  $36,45 \mu\text{Gy}$ . Todos situaram-se até  $80 \mu\text{Gy}$ , limite estabelecido pela Comissão Europeia (1996). Contudo, os valores de DEP recebidos ao aplicar-se uma tensão de  $65 \text{ kV}$  (ainda considerada própria para radiografia torácica neonatal (Comissão Europeia, 1996)) ultrapassam a proposta feita por Hart et al. (2000) de DEP máxima de  $50 \mu\text{Gy}$ , considerando os avanços realizados pela medicina diagnóstica e o significativo aumento de equipamentos digitais nos hospitais, que otimizam a dose recebida pelo paciente em função da qualidade da imagem (HART et al., 2000).

Tabela 7 – Valores médios de dose de entrada na pele considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Dose de Entrada na Pele ( $\mu\text{Gy}$ )			
Tensão (kV)	Tamanho de Campo ( $\text{cm}^2$ )		
	10x10	15x15	20x20
45	$15,36 \pm 0,02$	$15,95 \pm 0,01$	$16,18 \pm 0,01$
50	$25,00 \pm 0,01$	$26,46 \pm 0,01$	$26,71 \pm 0,01$
55	$34,44 \pm 0,02$	$36,49 \pm 0,01$	$36,75 \pm 0,01$
60	$44,23 \pm 0,01$	$47,20 \pm 0,01$	$47,54 \pm 0,01$
65	$55,64 \pm 0,01$	$58,99 \pm 0,01$	$59,81 \pm 0,02$

Comparando todos os resultados da literatura (Tabela 8) com a média deste estudo ( $36,45 \mu\text{Gy}$ , dosímetro de estado sólido,  $45\text{-}65 \text{ kV}$ ), apenas Smans et al. (2008) apresentou valor médio inferior:  $35 \mu\text{Gy}$  (-4%). Dougeni et al. (2007) apresentou valor levemente superior, mas muito próximo, com média de  $38,3 \mu\text{Gy}$  (+5%).

A maioria dos trabalhos da literatura mostraram valores acima do valor obtido neste trabalho. Os menores aumentos seguintes foram observados nos trabalhos de Makri et al. (2006), com  $44 \mu\text{Gy}$  (+21%), e Faghihi et al. (2011) pelo método indireto, com  $50,1 \mu\text{Gy}$  (+37%), seguidos por Faghihi et al. (2011) com MCNP-4C2 (+50%) e TLD-100 (+55%). Esses resultados, relativamente próximos, sugerem que, quando a faixa de tensão e as condições de exposição são semelhantes, a DEP tende a convergir, independentemente do método de medição.

Por outro lado, alguns trabalhos apresentaram elevações mais expressivas: Park et al. (2018) com +65%, Toossi e Malekzadeh (2012) com +109%, Alzimami et al. (2014) com +119%, Komatsu et al. (2017) com +98% e Frayre et al. (2012) com +155%. Esses valores podem indicar protocolos de exposição mais intensos, com, por exemplo, valores de mAs mais elevados.

De acordo com as Tabelas 9 e 10, o aumento da DEP com o tamanho de campo foi pequeno e relativamente constante para todas as tensões. O campo de  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  apresentou, em média, 3–6% mais dose que o de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , enquanto o de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  apresentou apenas 0,7–1,4% a mais que o de  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ . Como a DEP é medida inteiramente no feixe primário desde o menor campo, essa diferença está relacionada principalmente à radiação secundária gerada pelo maior volume irradiado.

Tabela 8 – Comparaçāo dos valores de DEP determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura

Referência	DEP (pGy)	Tensão (kV)	Método	Variação (%)
Este estudo (SMANS et al., 2008)	36,45 (15,36 – 59,81) 35 (3 – 101)	55 (45 – 65) 65 (60 – 70)	Dosímetro de Estado Sólido TLD MCP-N (LiF:Mg,Cu,P)	– -4%
(FRAYRE et al., 2012)	92,8 (40,2 – 242,3)	49 (43 – 61)	TLD-100 (LiF:Mg,Ti)	155%
(FAGHIHI et al., 2011)	56,6	(50 – 70)	TLD-100 (LiF:Mg,Ti)	55%
(FAGHIHI et al., 2011)	50,1	(50 – 70)	Método Indireto	37%
(FAGHIHI et al., 2011)	54,5	(50 – 70)	MCNP-4C2	50%
(MAKRI et al., 2006)	44	50	MCNP-4C2	21%
(TOOSSI; MALEKZADEH, 2012)	76,3	(41 – 62)	TLD-100 (LiF:Mg,Ti)	109%
(ALZIMAMI et al., 2014)	80	46 (44 – 47)	TLD-100 (LiF:Mg,Ti)	119%
(PARK et al., 2018)	60 (49 – 69)	59 (55 – 65)	TLD-100 (LiF:Mg,Ti)	65%
(DOUGENI et al., 2007)	38,3 (16,4 – 76,9)	53 (44 – 66)	Método Indireto	5%
(KOMATSU et al., 2017)	72 (22 – 164)	51 (45 – 61)	Dosímetro de Estado Sólido	98%

O aumento da tensão entre exposições provocou crescimento na dose proporcional ao intervalo de kV, mas semelhante entre os campos avaliados. O maior aumento ocorreu entre 45 e 50 kV (1,6–1,7), seguido por um acréscimo menos intenso entre 50 e 55 kV (aproximadamente 1,4). A partir de 55 kV, o crescimento estabilizou próximo a 1,3 até 65 kV. Esse comportamento é coerente com a física do feixe de raios X, visto que em tensões mais baixas, pequenas variações de kV alteram mais significativamente o espectro e a intensidade do feixe, aumentando a dose, enquanto em tensões mais altas, o ganho relativo tende a diminuir (KOTHAN; TUNGJAI, 2011).

Tabela 9 – Fatores de aumento da DEP entre tensões consecutivas, por tamanho de campo

Passo de Tensão (kV)	Fator de aumento		
	Tamanho de Campo		
	10x10 (cm <sup>2</sup> )	15x15 (cm <sup>2</sup> )	20x20 (cm <sup>2</sup> )
45 → 50	1,6	1,7	1,7
50 → 55	1,4	1,4	1,4
55 → 60	1,3	1,3	1,3
60 → 65	1,3	1,3	1,3

Tabela 10 – Fatores de aumento da DEP entre tamanhos de campo consecutivos, por tensão

Tensão (kV)	Fator de aumento	
	Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	
	10x10 → 15x15	15x15 → 20x20
45	1,0	1,0
50	1,1	1,0
55	1,1	1,0
60	1,1	1,0
65	1,1	1,0

## 4.2 VALORES DE DOSE ABSORVIDA

Os valores gerais de dose absorvida organizados por sexo do *phantom* e tensão aplicada no tubo estão expostos no Apêndice B. Os resultados das doses recebidas nos órgãos de interesse pelos *phantoms* masculino e feminino estão apresentados no Apêndice C. Nesta seção, serão considerados os valores médios de dose absorvida, ou seja, a média dos valores de dose dos neonatos femininos e masculinos.

### 4.2.1 Dose absorvida no cérebro

As doses no cérebro variaram de 0,14 µGy a 1,31 µGy, com média de 0,60 µGy (Tabela 11). O aumento mais expressivo ocorreu com a expansão do campo de 10×10 cm<sup>2</sup> para 15×15 cm<sup>2</sup>, quando o cérebro passou a ser parcialmente incluído no feixe primário. No campo menor, a dose foi dominada pela radiação espalhada. Como observado na Tabela 12, Ma, Elbakri e Reed (2013) relataram 0,13 µGy para 60 kV utilizando o software PCXMC, valor cerca de 78% inferior ao valor médio obtido neste trabalho, discrepância atribuída às diferenças de geometria do feixe e ao uso de modelos anatômicos mais simplificados.

Tabela 11 – Valores médios de dose absorvida para o cérebro considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Tensão (kV)	Dose média no cérebro (µGy)		
	Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )		
	10x10	15x15	20x20
45	0,14 ± 0,06	0,39 ± 0,02	0,67 ± 0,01
50	0,24 ± 0,05	0,49 ± 0,02	0,81 ± 0,01
55	0,29 ± 0,07	0,59 ± 0,02	0,84 ± 0,02
60	0,34 ± 0,05	0,68 ± 0,01	1,08 ± 0,01
65	0,42 ± 0,05	0,71 ± 0,02	1,31 ± 0,02

Tabela 12 – Comparação dos valores de dose absorvida no cérebro determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura

Referência	Dose no Órgão ( $\mu\text{Gy}$ )	Tensão (kV)	Método	Variação (%)
Esse estudo (MA; ELBAKRI; REED, 2013)	0,60 (0,14–1,31) 0,13	55 (45–65) 60	MCNP 6.3 PCXMC 2.0	– -78%

#### 4.2.2 Dose absorvida no cristalino dos olhos

Como apresentado na Tabela 13, as doses no cristalino variaram de 0,13  $\mu\text{Gy}$  a 1,33  $\mu\text{Gy}$ , com média de 0,55  $\mu\text{Gy}$ . O aumento mais significativo ocorreu na expansão do campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  para  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , quando o cristalino passou a ser incluído no feixe primário. Em alguns casos, a dose aumentou cerca de duas a três vezes nessa transição. Embora o cristalino geralmente esteja fora do campo irradiado, a proximidade com a região torácica faz com que pequenas alterações na colimação resultem em aumentos relevantes de dose, reforçando a necessidade de colimação rigorosa e, quando possível, proteção adicional devido à elevada radioossensibilidade desse tecido.

Tabela 13 – Valores médios de dose absorvida para o cristalino dos olhos considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Tensão (kV)	Dose média no cristalino dos olhos ( $\mu\text{Gy}$ )		
	10x10	15x15	20x20
45	$0,13 \pm 0,06$	$0,39 \pm 0,02$	$0,46 \pm 0,01$
50	$0,15 \pm 0,05$	$0,42 \pm 0,02$	$0,74 \pm 0,01$
55	$0,18 \pm 0,07$	$0,51 \pm 0,02$	$0,85 \pm 0,02$
60	$0,24 \pm 0,05$	$0,54 \pm 0,01$	$1,17 \pm 0,01$
65	$0,44 \pm 0,05$	$0,69 \pm 0,02$	$1,33 \pm 0,02$

#### 4.2.3 Dose absorvida no esôfago

As doses no esôfago variaram de 6,46  $\mu\text{Gy}$  (45 kV,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) a 52,51  $\mu\text{Gy}$  (65 kV,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ), com média de 24,85  $\mu\text{Gy}$ . Observou-se crescimento consistente tanto com o aumento da tensão quanto com a ampliação do campo irradiado, como apresentado na Tabela 14.

Tabela 14 – Valores médios de dose absorvida para o esôfago considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Tensão (kV)	Dose média no esôfago ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo ( $\text{cm}^2$ )		
	10x10	15x15	20x20
45	6,46 $\pm$ 0,01	13,72 $\pm$ 0,01	14,90 $\pm$ 0,01
50	11,62 $\pm$ 0,01	23,25 $\pm$ 0,01	25,41 $\pm$ 0,01
55	13,48 $\pm$ 0,02	27,34 $\pm$ 0,01	32,20 $\pm$ 0,01
60	15,32 $\pm$ 0,01	31,68 $\pm$ 0,01	42,73 $\pm$ 0,01
65	25,26 $\pm$ 0,01	36,92 $\pm$ 0,01	52,51 $\pm$ 0,01

Em comparação com a literatura (Tabela 15), Ma, Elbakri e Reed (2013) reportaram valores de 14,6  $\mu\text{Gy}$  (TLD-100H) e 12,5  $\mu\text{Gy}$  (PCXMC 2.0) para tensão de 60 kV, correspondendo a reduções de cerca de 41% e 50%, respectivamente, em relação à média deste trabalho. Além disso, os valores obtidos em diversos cenários foram superiores aos da literatura, resultado atribuído à maior inclusão do esôfago no campo primário de radiação.

Tabela 15 – Comparação dos valores de dose absorvida no esôfago determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura

Referência	Dose no Órgão ( $\mu\text{Gy}$ )	Tensão (kV)	Método	Variação (%)
Esse estudo	24,85 (6,46–52,51)	55 (45–65)	MCNP 6.3	–
(MA; ELLAKRI; REED, 2013)	14,6	60	TLD-100H (LiF:Mg,Ti)	-41%
(MA; ELLAKRI; REED, 2013)	12,5	60	PCXMC 2.0	-50%

#### 4.2.4 Dose absorvida no estômago

O estômago apresentou as maiores doses entre os órgãos avaliados, variando de 25,50  $\mu\text{Gy}$  (45 kV, 10×10  $\text{cm}^2$ ) a 118,40  $\mu\text{Gy}$  (65 kV, 20×20  $\text{cm}^2$ ), com média de 54,44  $\mu\text{Gy}$ . O aumento da tensão de 45 para 65 kV praticamente triplicou a dose absorvida, evidenciando a alta sensibilidade desse órgão à técnica radiográfica empregada, conforme apresentado na Tabela 16.

Tabela 16 – Valores médios de dose absorvida para o estômago considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Tensão (kV)	Dose média no estômago ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo ( $\text{cm}^2$ )		
	10x10	15x15	20x20
45	25,50 $\pm$ 0,00	25,64 $\pm$ 0,00	33,20 $\pm$ 0,00
50	30,82 $\pm$ 0,00	42,17 $\pm$ 0,00	52,87 $\pm$ 0,00
55	41,55 $\pm$ 0,01	45,57 $\pm$ 0,01	61,03 $\pm$ 0,01
60	51,57 $\pm$ 0,00	68,48 $\pm$ 0,00	75,62 $\pm$ 0,00
65	59,50 $\pm$ 0,00	84,64 $\pm$ 0,01	118,40 $\pm$ 0,00

Ao comparar com a literatura, observa-se que Ma, Elbakri e Reed (2013) obtiveram valores de 28  $\mu\text{Gy}$  (TLD-100H) e 30,3  $\mu\text{Gy}$  (PCXMC 2.0) para 60 kV, cerca de 44–49% inferiores aos do presente estudo. Já Datz et al. (2008) reportaram doses muito mais elevadas (569–879  $\mu\text{Gy}$ ), com diferenças de até +1515%. Lacerda et al. (2008), por sua vez, apresentou valores próximos, aproximadamente 17% inferiores aos obtidos neste trabalho, como mostrado na Tabela 17.

Tabela 17 – Comparação dos valores de dose absorvida no estômago determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura

Referência	Dose no Órgão ( $\mu\text{Gy}$ )	Tensão (kV)	Método	Variação (%)
Esse estudo	54,44 (25,50–118,40)	55 (45–65)	MCNP 6.3	–
(MA; EBAKRI; REED, 2013)	28	60	TLD-100H (LiF:Mg,Ti)	-49%
(MA; EBAKRI; REED, 2013)	30,3	60	PCXMC 2.0	-44%
(DATZ et al., 2008)	569 <sup>a</sup>	50	PCXMC	944%
(DATZ et al., 2008)	879 <sup>b</sup>	50	PCXMC	1515%
(LACERDA et al., 2008)	45 (40–49)	53	PCXMC	-17%

<sup>a</sup>campo de tamanho 9 X 9  $\text{cm}^2$

<sup>b</sup>campo de tamanho 9 X 19  $\text{cm}^2$

#### 4.2.5 Dose absorvida no fígado

As doses no fígado variaram de 13,98  $\mu\text{Gy}$  (45 kV, 10×10  $\text{cm}^2$ ) a 78,64  $\mu\text{Gy}$  (65 kV, 20×20  $\text{cm}^2$ ), com média de 43,43  $\mu\text{Gy}$ . O crescimento foi impulsionado tanto pelo aumento da tensão quanto pela maior inclusão do órgão no feixe, como apresentado na Tabela 18.

Tabela 18 – Valores médios de dose absorvida para o fígado considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Tensão (kV)	Dose média no fígado ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo ( $\text{cm}^2$ )		
	10x10	15x15	20x20
45	13,98 ± 0,06	20,69 ± 0,01	26,63 ± 0,01
50	25,96 ± 0,01	35,90 ± 0,01	42,71 ± 0,01
55	32,95 ± 0,01	43,40 ± 0,01	51,47 ± 0,01
60	45,55 ± 0,01	52,13 ± 0,02	64,49 ± 0,01
65	54,52 ± 0,01	62,40 ± 0,01	78,64 ± 0,01

Na comparação com a literatura (Tabela 19), os valores obtidos neste trabalho foram consistentemente superiores. Ma, Elbakri e Reed (2013) reportaram 27,7  $\mu\text{Gy}$  (TLD-100H) e 27  $\mu\text{Gy}$  (PCXMC 2.0) a 60 kV, valores cerca de 36–38% inferiores. Lacerda et al. (2008) encontraram 37  $\mu\text{Gy}$  (-15%) e Kammer et al. (2022) reportaram apenas 20  $\mu\text{Gy}$  (-54%). Essas diferenças podem ser atribuídas a variações de geometria, protocolos de exposição e ao uso de modelos computacionais simplificados em outros estudos.

Tabela 19 – Comparação dos valores de dose absorvida no fígado determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura

Referência	Dose no Órgão ( $\mu\text{Gy}$ )	Tensão (kV)	Método	Variação (%)
Esse estudo	43,43 (13,98–78,64)	55 (45–65)	MCNP 6.3	
(MA; EBAKRI; REED, 2013)	27,7	60	TLD-100H (LiF:Mg,Ti)	-36%
(MA; EBAKRI; REED, 2013)	27	60	PCXMC 2.0	-38%
(LACERDA et al., 2008)	37 (35–42)	53	PCXMC	-15%
(KAMMER et al., 2022)	20 (2–20)	(60–65)	PCXMC	-54%

#### 4.2.6 Dose absorvida na medula óssea vermelha

As doses na medula óssea vermelha variaram de 0,71  $\mu\text{Gy}$  (45 kV,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) a 10,50  $\mu\text{Gy}$  (65 kV,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ), com média de 5,25  $\mu\text{Gy}$ . Como mostrado na Tabela 20, os valores foram baixos, já que a maior parte da medula não se encontra diretamente no feixe primário, recebendo dose predominantemente de radiação espalhada.

Tabela 20 – Valores médios de dose absorvida para a medula óssea vermelha considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Dose média na medula óssea vermelha ( $\mu\text{Gy}$ )			
Tensão (kV)	Tamanho de Campo ( $\text{cm}^2$ )		
	10x10	15x15	20x20
45	0,71 $\pm$ 0,03	2,99 $\pm$ 0,03	3,16 $\pm$ 0,03
50	1,28 $\pm$ 0,03	5,83 $\pm$ 0,03	5,93 $\pm$ 0,03
55	2,47 $\pm$ 0,03	6,85 $\pm$ 0,03	7,54 $\pm$ 0,03
60	2,91 $\pm$ 0,02	7,66 $\pm$ 0,02	8,96 $\pm$ 0,02
65	3,97 $\pm$ 0,03	8,01 $\pm$ 0,04	10,50 $\pm$ 0,02

A literatura apresenta ampla variação de valores de dose absorvida para este órgão (Tabela 21). Datz et al. (2008) encontraram valores muito superiores (101–174  $\mu\text{Gy}$ ), representando diferenças de até +3189%. Kim et al. (2022) reportaram cerca de 22  $\mu\text{Gy}$ , e Dabin, Struelens e Vanhavere (2013) cerca de 11  $\mu\text{Gy}$ , ambos acima dos obtidos neste trabalho. Por outro lado, Kammer et al. (2022) encontraram valor próximo (3,5  $\mu\text{Gy}$ ), abaixo da média de 5,3  $\mu\text{Gy}$ , mas parcialmente concordante com os resultados aqui obtidos. Essas discrepâncias refletem diferenças de colimação, posicionamento e inclusão ou não de regiões esqueléticas no feixe primário.

Tabela 21 – Comparação dos valores de dose absorvida na medula óssea vermelha determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura

Referência	Dose no Órgão ( $\mu\text{Gy}$ )	Tensão (kV)	Método	Variação (%)
Esse estudo (DATZ et al., 2008)	5,25 (0,71–10,50) 101 <sup>a</sup>	55 (45–65) 50	MCNP 6.3 PCXMC	– 1824%
(DATZ et al., 2008)	174 <sup>b</sup>	50	PCXMC	3214%
(KIM et al., 2022)	21,6 (18–26)	90 (60–120)	PCXMC 2.0	311%
(KAMMER et al., 2022)	3,5 (0,5–3,5)	(60–65)	PCXMC	-33%
(DABIN; STRUELENS; VANHAVERE, 2013)	11 (1–11)	50	PCXMC	110%

<sup>a</sup>campo de tamanho 9 X 9  $\text{cm}^2$

<sup>b</sup>campo de tamanho 9 X 19  $\text{cm}^2$

#### 4.2.7 Dose absorvida nos pulmões

Conforme apresentado na Tabela 22, as doses nos pulmões variaram de 4,88  $\mu\text{Gy}$  (45 kV, 10×10  $\text{cm}^2$ ) a 39,46  $\mu\text{Gy}$  (65 kV, 20×20  $\text{cm}^2$ ), com média de 18,85  $\mu\text{Gy}$ . Por estarem totalmente no feixe primário, os pulmões figuraram entre os órgãos mais expostos. Observou-se crescimento claro com o aumento da tensão, sendo este o fator mais determinante, embora a ampliação do campo também tenha contribuído para o acréscimo de dose.

Tabela 22 – Valores médios de dose absorvida para os pulmões considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Dose média nos pulmões ( $\mu\text{Gy}$ )			
Tensão (kV)	Tamanho de Campo ( $\text{cm}^2$ )		
	10x10	15x15	20x20
45	4,88 ± 0,01	8,54 ± 0,01	11,22 ± 0,01
50	8,13 ± 0,01	18,18 ± 0,01	19,51 ± 0,01
55	9,47 ± 0,01	20,69 ± 0,01	24,00 ± 0,01
60	10,82 ± 0,01	23,69 ± 0,00	33,07 ± 0,01
65	23,99 ± 0,00	27,13 ± 0,01	39,46 ± 0,01

Na literatura, os resultados variaram bastante (Tabela 23). Os valores obtidos neste trabalho mostraram-se próximos aos relatados por Ma, Elbakri e Reed (2013), que encontraram cerca de 21  $\mu\text{Gy}$  tanto com TLDs quanto com PCXMC. Em contrapartida, estudos como Datz et al. (2008) relataram doses muito mais elevadas (685–708  $\mu\text{Gy}$ ; +3534% a +3656%), atribuídas a campos mais amplos. Já outros autores, como Lacerda et al. (2008), Kim et al. (2022), Aramesh et al. (2017) e Dabin, Struelens e Vanhavere (2013), apresentaram valores inferiores aos deste trabalho, refletindo diferenças nas técnicas de colimação e nos parâmetros de exposição empregados.

De forma geral, embora os pulmões estejam sempre no campo primário e recebam algumas das maiores doses no exame, os resultados da literatura indicam grande variação.

Tabela 23 – Comparação dos valores de dose absorvida nos pulmões determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura

Referência	Dose no Órgão ( $\mu\text{Gy}$ )	Tensão (kV)	Método	Variação (%)
Esse estudo	18,85 (4,88–39,46)	55 (45–65)	MCNP 6.3	
(MA; ELBAKRI; REED, 2013)	21,3	60	TLD-100H (LiF:Mg,Ti)	13%
(MA; ELBAKRI; REED, 2013)	21,6	60	PCXMC 2.0	14%
(ARAMESH et al., 2017)	80 (46–111)	42 (34–48)	TLD GR-200 (LiF:Mg,Cu,P)	324%
(DATZ et al., 2008)	685 <sup>a</sup>	50	PCXMC	3534%
(DATZ et al., 2008)	708 <sup>b</sup>	50	PCXMC	3656%
(LACERDA et al., 2008)	31 (28–37)	53	PCXMC	64%
(KIM et al., 2022)	33,2 (28–40)	90 (60–120)	PCXMC 2.0	76%
(DABIN; STRUELENS; VANHAVERE, 2013)	73 (7–73)	50	PCXMC	287%

<sup>a</sup>campo de tamanho 9 X 9 cm<sup>2</sup>

<sup>b</sup>campo de tamanho 9 X 19 cm<sup>2</sup>

Essas discrepâncias decorrem principalmente de diferenças de colimação e parâmetros de exposição. Isto evidencia a necessidade de colimação rigorosa e da aplicação consistente do princípio ALARA na radiografia neonatal.

#### 4.2.8 Dose absorvida nos rins

Como mostrado na Tabela 24, as doses absorvidas nos rins variaram de 2,89  $\mu\text{Gy}$  (45 kV, 10×10 cm<sup>2</sup>) a 25,23  $\mu\text{Gy}$  (65 kV, 20×20 cm<sup>2</sup>), com média de 10,60  $\mu\text{Gy}$ . Observou-se aumento consistente com a tensão e, sobretudo, com a ampliação do campo irradiado, que em alguns casos chegou a triplicar a dose entre o menor e o maior campo para a mesma tensão.

Tabela 24 – Valores médios de dose absorvida para os rins considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Tensão (kV)	Dose média nos rins ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )		
	10x10	15x15	20x20
45	2,89 ± 0,01	5,49 ± 0,01	6,05 ± 0,01
50	3,18 ± 0,01	9,94 ± 0,01	10,94 ± 0,01
55	4,27 ± 0,01	12,08 ± 0,01	14,71 ± 0,01
60	5,57 ± 0,01	14,77 ± 0,01	20,52 ± 0,01
65	6,93 ± 0,01	16,40 ± 0,01	25,23 ± 0,01

Em comparação com a literatura, Ma, Elbakri e Reed (2013) relataram valores de 12,2  $\mu\text{Gy}$  (TLD-100H) e 7,5  $\mu\text{Gy}$  (PCXMC 2.0) para tensão de 60 kV, resultados próximos ou inferiores aos deste estudo (Tabela 25). As diferenças provavelmente se devem ao posicionamento e à colimação, que podem ter mantido os rins parcialmente fora do feixe em seus experimentos. No presente trabalho, a inclusão dos rins no campo irradiado explica as doses mais elevadas observadas.

Tabela 25 – Comparação dos valores de dose absorvida nos rins determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura

Referência	Dose no Órgão (µGy)	Tensão (kV)	Método	Variação (%)
Esse estudo	10,60 (2,89–25,23)	55 (45–65)	MCNP 6.3	–
(MA; ELBAKRI; REED, 2013)	12,2	60	TLD-100H (LiF:Mg,Ti)	15%
(MA; ELBAKRI; REED, 2013)	7,5	60	PCXMC 2.0	-29%

#### 4.2.9 Dose absorvida na tireoide

As doses na tireoide variaram entre 1,82 µGy (45 kV, 10×10 cm<sup>2</sup>) e 29,59 µGy (65 kV, 20×20 cm<sup>2</sup>), com média de 10,63 µGy. Houve aumento com a elevação da tensão e com a ampliação do campo irradiado, embora os valores absolutos tenham permanecido inferiores aos observados em órgãos centrais, como pulmões e estômago, conforme apresentado na Tabela 26.

Tabela 26 – Valores médios de dose absorvida para a tireoide considerando diferentes tensões e tamanhos de campo

Tensão (kV)	Dose média na tireoide (µGy)		
	Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )		
	10x10	15x15	20x20
45	1,82 ± 0,02	4,52 ± 0,01	5,91 ± 0,01
50	2,16 ± 0,02	8,99 ± 0,01	12,44 ± 0,01
55	2,84 ± 0,02	12,05 ± 0,02	15,22 ± 0,02
60	3,54 ± 0,01	15,04 ± 0,01	21,81 ± 0,01
65	4,77 ± 0,01	18,72 ± 0,01	29,59 ± 0,02

A comparação com a literatura mostra grande variabilidade entre os valores reportados (Tabela 27). Valores próximos aos deste estudo foram relatados por Ma, Elbakri e Reed (2013) com TLD-100H (20,1 µGy; +89%), Kammer et al. (2022) (20 µGy; +88%) e Kim et al. (2022) (16,6 µGy; +56%). Já Ma, Elbakri e Reed (2013) utilizando o PCXMC (2,3 µGy; -78%) e Dabin, Struelens e Vanhavere (2013) (10 µGy; -6%) obtiveram resultados inferiores. Em contraste, Aramesh et al. (2017) (60 µGy; +464%) e Datz et al. (2008) (114–1021 µGy; até +9505%) relataram valores muito mais altos, atribuídos à inclusão direta da tireoide no feixe. Esses achados reforçam que a dose na tireoide é altamente dependente da colimação e da técnica empregada.

Tabela 27 – Comparação dos valores de dose absorvida na tireoide determinados neste estudo com aqueles reportados na literatura

Referência	Dose no Órgão ( $\mu\text{Gy}$ )	Tensão (kV)	Método	Variação (%)
Esse estudo	10,63 (1,82–29,59)	55 (45–65)	MCNP 6.3	–
(MA; ELBAKRI; REED, 2013)	20,1	60	TLD-100H (LiF:Mg,Ti)	89%
(MA; ELBAKRI; REED, 2013)	2,3	60	PCXMC 2.0	-78%
(ARAMESH et al., 2017)	60	42 (34–48)	TLD GR-200 (LiF:Mg,Cu,P)	464%
(DATZ et al., 2008)	114 <sup>a</sup>	50	PCXMC	972%
(DATZ et al., 2008)	1021 <sup>b</sup>	50	PCXMC	9505%
(LACERDA et al., 2008)	27 (10–55)	53	PCXMC	154%
(KIM et al., 2022)	16,6 (12–20)	90 (60–120)	PCXMC 2.0	56%
(KAMMER et al., 2022)	20 (1–20)	(60–65)	PCXMC	88%
(DABIN; STRUELENS; VANHAVERE, 2013)	10 (1–10)	50	PCXMC	-6%

<sup>a</sup>campo de tamanho 9 X 9 cm<sup>2</sup>

<sup>b</sup>campo de tamanho 9 X 19 cm<sup>2</sup>

## 5 CONCLUSÕES

A análise das doses absorvidas mostrou que a tensão do tubo e o tamanho de campo influenciam diretamente a exposição. Órgãos no feixe primário, como fígado e estômago, apresentaram os maiores valores de doses absorvidas, com aumentos expressivos à medida que o campo e a tensão foram ampliados. Órgãos parcialmente irradiados, como fígado, rins e esôfago, também registraram aumentos relevantes, enquanto estruturas fora do feixe, como cristalino, cérebro e tireoide, receberam doses menores, devidas principalmente à radiação espalhada.

A comparação com a literatura evidenciou que os resultados deste estudo apresentaram boa concordância geral com trabalhos como Ma, Elbakri e Reed (2013), Lacerda et al. (2008) e Kammer et al. (2022), ainda que diferenças pontuais tenham sido observadas para alguns órgãos. Em contrapartida, técnicas menos restritivas descritas em estudos como Datz et al. (2008) e Aramesh et al. (2017) resultaram em valores substancialmente mais elevados, especialmente para a tireoide e a medula óssea, refletindo o impacto direto de protocolos com colimação mais ampla e parâmetros de exposição menos otimizados.

Observou-se ainda que todas as doses aumentaram com a ampliação do campo irradiado. Órgãos como cristalino e cérebro apresentaram crescimento expressivo devido à inclusão no feixe principal, reforçando a necessidade de utilizar colimação restrita sempre que possível, de forma a preservar a qualidade diagnóstica e minimizar a exposição de órgãos radiosensíveis não essenciais ao exame.

Considerando a maior radiosensibilidade neonatal e a possibilidade de exames repetidos, é fundamental seguir o princípio ALARA, buscando sempre a menor dose capaz de atender às necessidades clínicas.

## REFERÊNCIAS

- ALZIMAMI, K.; SULIEMAN, A.; YOUSIF, A.; BABIKIR, E.; SALIH, I. Evaluation of radiation dose to neonates in a special care baby unit. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 104, p. 150–153, 2014. <<https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.11.035>>.
- ARAMESH, M.; ZANGANEH, K. A.; DEHDASHTIAN, M.; MALEKIAN, A.; FATAHIASL, J. Evaluation of radiation dose received by premature neonates admitted to neonatal intensive care unit. *J. Clin. Med. Res.*, Elmer Press, Inc., v. 9, n. 2, p. 124–129, fev. 2017. <<https://doi.org/10.14740/jocmr2796w>>.
- ARMSTRONG, J.; BROWN, F. B.; BULL, J. S.; CASSWELL, L.; COX, L. J.; DIXON, D. *MCNP® USER'S MANUAL - Code Version 6.2*. [S.l.], 2018.
- BAKER, J. P. The incubator and the medical discovery of the premature infant. *J. Perinatol.*, Springer Science and Business Media LLC, v. 20, n. 5, p. 321–328, jul. 2000. <<https://doi.org/10.1038/sj.jp.7200377>>.
- BATTAGLIA, F. C.; LUBCHENCO, L. O. A practical classification of newborn infants by weight and gestational age. *J. Pediatr.*, Elsevier BV, v. 71, n. 2, p. 159–163, ago. 1967. <[https://doi.org/10.1016/S0022-3476\(67\)80066-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3476(67)80066-0)>.
- BOUWSTRA, S.; CHEN, W.; FEIJS, L.; OETOMO, S. B. Smart jacket design for neonatal monitoring with wearable sensors. In: *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*. [S.l.]: IEEE, 2009. <<https://doi.org/10.1109/BSN.2009.40>>.
- BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. *The essential physics of medical imaging*. 3. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2011.
- CNEN. *Norma CNEN NN 3.01: Requisitos básicos de radioproteção e segurança radiológica de fontes de radiação*. Rio de Janeiro, 2024. Resolução CNEN 323/24, publicada no DOU em 18 abr. 2024.
- Comissão Europeia. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics*. Brussels, Belgium: Comissão Europeia, 1996.
- DABIN, J.; STRUELENS, L.; VANHAVERE, F. Radiation dose to premature new-borns in the belgian neonatal intensive care units. *Radiat. Prot. Dosimetry*, v. 158, p. 28–35, 2013. <<https://doi.org/10.1093/rpd/nct184>>.

- DATZ, H.; BEN-SHLOMO, A.; BADER, D.; SADETZKI, S.; JUSTER-REICHER, A.; MARKS, K.; SMOLKIN, T.; ZANGEN, S.; MARGALIOT, M. The additional dose to radiosensitive organs caused by using under-collimated X-ray beams in neonatal intensive care radiography. *Radiat. Prot. Dosimetry*, v. 130, p. 518–524, 2008. <<https://doi.org/10.1093/rpd/ncn090>>.
- DOUGENI, E. D.; DELIS, H. B.; KARATZA, A. A.; KALOGEROPOULOU, C. P.; SKIADOPoulos, S. G.; MANTAGOS, S. P.; PANAYIOTAKIS, G. S. Dose and image quality optimization in neonatal radiography. *Br. J. Radiol.*, v. 80, p. 807–815, 2007. <<https://doi.org/10.1259/bjr/77948690>>.
- DOURET, L.; ROBIN, M.; NORMAND, M. L. The history of care of premature infants: From neonate intensive care to special care baby unit (scbu). *Early Child Development and Care*, Informa UK Limited, v. 98, n. 1, p. 21–29, jan. 1994. ISSN 1476-8275. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1080/0300443940980103>>.
- Dräger Medical. *Dräger Incubator 7320, 7520 – User Manual*. [S.l.], 1985. Disponível em: <[https://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/infant\\_incubators/user\\_manuals/Drager\\_Incubator\\_7320%2C\\_7520\\_-\\_User\\_manual.pdf](https://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/infant_incubators/user_manuals/Drager_Incubator_7320%2C_7520_-_User_manual.pdf)>.
- D'ANCI, K. E.; CONSTANT, F.; ROSENBERG, I. H. Hydration and cognitive function in children. *Nutrition Reviews*, Oxford University Press (OUP), v. 64, n. 10, p. 457–464, out. 2006. ISSN 1753-4887. <<https://doi.org/10.1111/j.1753-4887.2006.tb00176.x>>.
- FAGHIHI, R.; MEHDIZADEH, S.; SINA, S.; ALIZADEH, F. N.; ZEINALI, B.; KAMYAB, G. R.; AGHEVLIAN, S.; KHORRAMDEL, H.; NAMAZI, I.; HEIRANI, M.; MOSHKRIZ, M.; MAHANI, H.; SHARIFZADEH, M. Radiation dose to neonates undergoing X-ray imaging in special care baby units in iran. *Radiat. Prot. Dosimetry*, v. 150, p. 55–59, 2011. <<https://doi.org/10.1093/rpd/ncr373>>.
- FORSTER III, R.; RISING, M.; SOOD, A. The history of monte carlo and MCNP at los alamos [slides]. In: *1. Annual 2021 MCNP(R) User Symposium, Held Virtually, Los Alamos, NM (United States), 12-16 Jul 2021*. [S.l.]: US DOE, 2021. <<https://doi.org/10.2172/1898112>>.
- FRAYRE, A. S.; TORRES, P.; GAONA, E.; RIVERA, T.; FRANCO, J.; MOLINA, N. Radiation dose reduction in a neonatal intensive care unit in computed radiography. *Appl. Radiat. Isot.*, Elsevier BV, v. 71 Suppl, p. 57–60, dez. 2012. <<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2012.04.015>>.
- FREITAS, H. F. Trabalho de Conclusão de Curso, *Desenvolvimento de um procedimento operacional padrão para manutenção preventiva anual dos aparelhos de Raio X móvel Aquilla Plus 300 VMI do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia*.

- Uberlândia, MG, Brasil: [s.n.], 2020. Graduação em Engenharia Biomédica. Disponível em: <<https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/30128>>.
- GISLASON-LEE, A. J. Patient x-ray exposure and ALARA in the neonatal intensive care unit: Global patterns. *Pediatr. Neonatol.*, Elsevier BV, v. 62, n. 1, p. 3–10, jan. 2021. <<https://doi.org/10.1016/j.pedneo.2020.10.009>>.
- HALL, E. J.; GIACCIA, A. J. *Radiobiology for the Radiologist*. 6. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2005.
- HART, D.; WALL, B. F.; SHRIMPTON, P. C.; DANCE, D. R. The establishment of reference doses in paediatric radiology as a function of patient size. *Radiat. Prot. Dosimetry*, Oxford University Press (OUP), v. 90, n. 1, p. 235–238, ago. 2000. <<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a033127>>.
- HUGHES-HALLETT, D.; LOCK, P. F.; GLEASON, A. M.; FLATH, D. E.; GORDON, S. P.; LOMEN, D. O.; LOVELOCK, D.; MCCALLUM, W. G.; OSGOOD, B. G.; PASQUALE, A. *Applied Calculus*. 7. ed. Nashville, TN: John Wiley & Sons, 2021.
- ICRP. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. ICRP publication 103. *Ann. ICRP*, SAGE Publications, v. 37, n. 2-4, p. 1–332, 2007.
- ICRP. Paediatric computational reference phantoms. 2020. ICRP Publication 143. *Ann. ICRP* 49(1).
- IRIANTO, B. G.; LUTHFIYAH, S.; MAGHFIROH, A. M. Advancing healthcare: integrating telemedicine with baby incubators at puskesmas dampit to ensure seamless health services. *Frontiers in Community Service and Empowerment*, Poltekkes Kemenkes Surabaya, v. 3, n. 1, mar. 2024. <<https://doi.org/10.35882/ficse.v3i1.42>>.
- KAMMER, B.; SCHNEIDER, K. O.; DELL'AGNOLO, E.; SEIDENBUSCH, M. C. Organ doses in preterm and full-term neonates and infants — a retrospective study on 1,064 chest radiographs. *Pediatr. Radiol.*, v. 52, p. 1437–1445, 2022. <<https://doi.org/10.1007/s00247-022-05324-8>>.
- KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *Khan's the physics of radiation therapy*. 5. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2014.
- KIM, E.; MUROI, K.; KOIKE, T.; KIM, J. Dose reduction and image quality optimization of pediatric chest radiography using a tungsten filter. *Bioengineering*, v. 9, p. 583, 2022. <<https://doi.org/10.3390/bioengineering9100583>>.

- KOMATSU, C. V.; SILVA, C. C.; SOUZA, L. R. M. F. d.; GONÇALVES, L. F. Excess radiation to newborns hospitalized in the intensive care unit. *Radiat. Prot. Dosimetry*, v. 177, p. 331–341, 2017. <<https://doi.org/10.1093/rpd/ncx051>>.
- KOTHAN, S.; TUNGJAI, M. An estimation of x-radiation output using mathematic model. *American Journal of Applied Sciences*, Science Publications, v. 8, n. 9, p. 923–926, 2011. ISSN 1546-9239. <<https://doi.org/10.3844/ajassp.2011.923.926>>.
- KULESZA, J. A.; ADAMS, T. R.; ARMSTRONG, J. C.; BOLDING, S. R.; BROWN, F. B.; BULL, J. S.; BURKE, T. P.; CLARK, A. R.; FORSTER III, R. A.; GIROLA, J. F.; GRIEVE, T. S.; JOSEY, C. J.; MARTZ, R. L.; MCKINNEY, G. W.; PEARSON, E. J.; RISING, M. E.; SOLOMON JR., C. J.; SWAMINARAYAN, S.; TRAHAN, T. J.; WILSON, S. C.; ZUKAITIS, A. J. *MCNP® Code Version 6.3.0 Theory & User Manual*. Los Alamos, NM, USA, 2022.
- LACERDA, M. A. d. S.; SILVA, T. A. d.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. N. M.; MATUSHITA, J. P. K. Riscos dos exames radiográficos em recém-nascidos internados em um hospital público de belo horizonte, MG. *Radiol. Bras.*, FapUNIFESP (SciELO), v. 41, n. 5, p. 325–329, out. 2008. <<https://doi.org/10.1590/S0100-39842008000500011>>.
- LEAVITT, J. W. *Brought to Bed: Childbearing in America, 1750-1950*. London, England: Oxford University Press, 1988.
- MA, H.; ELBAKRI, I. A.; REED, M. Estimation of organ and effective doses from newborn radiography of the chest and abdomen. *Radiat. Prot. Dosimetry*, v. 156, p. 160–167, 2013. <<https://doi.org/10.1093/rpd/nct050>>.
- MAGINA, S.; CAZORLA, I.; GITIRANA, V.; GUIMARÃES, G. Concepções e concepções alternativas de média: Um estudo comparativo entre professores e alunos do ensino fundamental. *Educ. Em Rev.*, FapUNIFESP (SciELO), n. spe2, p. 59–71, 2010. <<https://doi.org/10.1590/S0104-40602010000500004>>.
- MAKRI, T.; YAKOUMAKIS, E.; PAPADOPOULOU, D.; GIALOUSIS, G.; THEODOROPOULOS, V.; SANDILOS, P.; GEORGIOU, E. Radiation risk assessment in neonatal radiographic examinations of the chest and abdomen: a clinical and monte carlo dosimetry study. *Phys. Med. Biol.*, IOP Publishing, v. 51, n. 19, p. 5023–5033, out. 2006. <<https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/19/019>>.
- MCCCONN, R. J.; GESH, C. J.; PAGH, R. T.; RUCKER, R. A.; WILLIAMS III, R. *Compendium of material composition data for radiation transport modeling*. [S.l.], 2011. <<https://doi.org/10.2172/1023125>>.

MULVIHILL, D. J.; JHAWAR, S.; KOSTIS, J. B.; GOYAL, S. Diagnostic medical imaging in pediatric patients and subsequent cancer risk. *Acad. Radiol.*, Elsevier BV, v. 24, n. 11, p. 1456–1462, nov. 2017. <<https://doi.org/10.1016/j.acra.2017.05.009>>.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. *Física das radiações*. [S.l.: s.n.], 2010.

OMS. *Communicating Radiation Risks in Paediatric Imaging: Information to Support Healthcare Discussions About Benefit and Risk*. [S.l.]: Organização Mundial da Saúde - OMS, 2016. ISBN 978-92-4-151034.

PARK, M. J.; KIM, S. S.; PARK, G. Y.; HONG, H. S. Radiation exposure of very-low-birth-weight infants in neonatal intensive care units in korea. *Radioprotection*, v. 53, p. 279–286, 2018. <<https://doi.org/10.1051/radiopro/2018033>>.

Philips Medical Systems Ltda. *Manual de usuário: Aparelho de Raios-X Transportável Áquila Plus 300*. Lagoa Santa, MG, Brasil, 2014. Código: MAN.19.75.P&D\_09R. Disponível em: <<https://www.philips.com/healthcare>>.

PODGORSAK, E. B. *Radiation physics for medical physicists*. 3. ed. Cham, Switzerland: Springer International Publishing, 2016. (Graduate texts in physics). <<https://doi.org/10.1007/978-3-319-25382-4>>.

POLUDNIOWSKI, G.; LANDRY, G.; DEBLOIS, F.; EVANS, P. M.; VERHAEGEN, F. Spekcalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. *Physics in Medicine and Biology*, v. 54, p. N433–N438, 09 2009. <<https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/N01>>.

POTRAKHOV, N. N.; POTRAKHOV, Y. N. X-ray examinations of newborns. *J. Phys. Conf. Ser.*, IOP Publishing, v. 967, p. 012012, fev. 2018. <<https://doi.org/10.1088/1742-6596/967/1/012012>>.

RTI Group AB. *Piranha Reference Manual – English, Version 5.7D*. 5.7d. ed. [S.l.], 2022. Article No. 9629053-00.

RYU, J. H.; SHIN, S. H.; CHOI, Y. H.; KIM, E.-K.; KIM, H.-S. Minimizing radiation exposure in neonatal intensive care unit: A quality improvement approach on x-ray practices. *Neonatal Medicine*, v. 31, n. 3, p. 56–64, 2024. <<https://doi.org/10.5385/nm.2024.31.3.56>>.

SANTOS, W. d. S. *Avaliação das doses ocupacionais e médicas e do risco de câncer em procedimentos cardíacos de radiologia intervencionista utilizando método Monte Carlo*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Sergipe - UFS, 2014.

SHULTIS, J. K.; BAHADORI, A. A. *AN MCNP6 PRIMER*. 1. ed. Kansas, 2024.

SILVEIRA, G. S. B.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P. Exposição à radiação em radiografias neonatais: Um levantamento bibliográfico. In: ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE FÍSICA MÉDICA (ABFM). *Anais do XXVIII Congresso Brasileiro de Física Médica (CBFM 2024)*. Salvador, BA, Brasil, 2024. Disponível em: <<https://www.cbfm.net.br/anais>>.

SMANS, K.; STRUELENS, L.; SMET, M.; BOSMANS, H.; VANHAVERE, F. Patient dose in neonatal units. *Radiat. Prot. Dosimetry*, Oxford University Press (OUP), v. 131, n. 1, p. 143–147, ago. 2008. <<https://doi.org/10.1093/rpd/ncn237>>.

TOOSSI, M. T. B.; MALEKZADEH, M. Radiation dose to newborns in neonatal intensive care units. *Iran. J. Radiol.*, v. 9, p. 145–149, 2012. <<https://doi.org/10.5812/iranjradiol.8065>>.

TUGWELL-ALLSUP, J.; ENGLAND, A. Imaging neonates within an incubator – a survey to determine existing working practice. *Radiography*, v. 26, p. e18–e23, 02 2020. <<https://doi.org/10.1016/j.radi.2019.07.005>>.

## **APÊNDICE A – Produções Bibliográficas**

### **A.1 TRABALHOS APRESENTADOS**

SILVEIRA, G. S.; NEVES, L. P. ; PERINI, A.P. Exposição à Radiação em Radiografias Neonatais: Um Levantamento Bibliográfico. In: 28º Congresso Brasileiro de Física Médica, 2024, Salvador. Anais do 28º Congresso Brasileiro de Física Médica, 2024.

### **A.2 SUBMISSÕES PARA PERIÓDICOS CIENTÍFICOS**

SILVEIRA, G. S. B.; NEVES, L. P.; ALVES, A. S. B. Z.; SANTOS, W. S.; PERINI, A. P. Organ and Skin Dose Assessment in Neonatal Chest Radiography Using Monte Carlo Simulation. Radiation Physics and Chemistry, em revisão, 2025.

### **A.3 ATIVIDADES DE EXTENSÃO**

CURSO DE IMPLEMENTAÇÃO DE PRÁTICAS DOSIMÉTRICAS EM SERVIÇOS DE RADIODIAGNÓSTICO DE UBERLÂNDIA E REGIÃO. 2024. Instituição: Universidade Federal de Uberlândia. Descrição: apresentadora da palestra "Radiação Iônica na Medicina: Desafios em Exames Clínicos e UTIs Neonatais".

## APÊNDICE B – Resultados Gerais

Tabela 28 – Valores de dose absorvida para o *phantom* feminino para a tensão de 45 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 (cm <sup>2</sup> )	15 x 15 (cm <sup>2</sup> )	20 x 20 (cm <sup>2</sup> )
Amígdalas	0,00 ± 0,00	0,04 ± 0,00	0,04 ± 0,00
Baço	22,71 ± 0,02	22,94 ± 0,02	30,38 ± 0,03
Bexiga Urinária	9,48 ± 0,13	15,51 ± 0,07	24,25 ± 0,02
Brônquios	38,88 ± 0,02	46,54 ± 0,01	46,57 ± 0,01
Cérebro	0,14 ± 0,04	0,38 ± 0,01	0,66 ± 0,01
Colon	4,44 ± 0,02	7,54 ± 0,01	11,50 ± 0,01
Coração	43,35 ± 0,01	44,34 ± 0,01	44,37 ± 0,01
Cristalino dos Olhos	0,13 ± 0,06	0,38 ± 0,02	0,46 ± 0,01
Esôfago	6,45 ± 0,01	13,71 ± 0,01	14,90 ± 0,01
Estômago	25,49 ± 0,00	25,59 ± 0,00	33,16 ± 0,00
Fígado	13,96 ± 0,09	20,70 ± 0,01	26,62 ± 0,01
Glândula Pituitária	0,77 ± 0,03	0,77 ± 0,03	0,96 ± 0,03
Glândulas Adrenais	12,51 ± 0,01	12,59 ± 0,02	17,00 ± 0,01
Glândulas Salivares	1,20 ± 0,03	1,21 ± 0,03	1,50 ± 0,03
Intestino Delgado	31,03 ± 0,03	31,34 ± 0,03	41,51 ± 0,03
Linfonodos	3,44 ± 0,01	3,48 ± 0,01	4,63 ± 0,01
Língua	0,13 ± 0,03	1,31 ± 0,01	1,34 ± 0,01
Mamas	40,97 ± 0,02	41,21 ± 0,01	56,04 ± 0,01
Medula Espinal	0,91 ± 0,04	7,23 ± 0,01	7,40 ± 0,01
Medula Óssea Cortical	5,23 ± 0,02	5,35 ± 0,03	6,52 ± 0,02
Medula Óssea Vermelha	0,70 ± 0,03	2,98 ± 0,03	3,16 ± 0,03
Mucosa Oral	1,17 ± 0,01	1,18 ± 0,01	1,56 ± 0,01
Músculo	4,82 ± 0,01	4,86 ± 0,01	6,42 ± 0,01
Ovários	0,54 ± 0,05	5,81 ± 0,02	8,40 ± 0,01
Pâncreas	26,38 ± 0,01	26,61 ± 0,01	35,14 ± 0,01
Pele	3,77 ± 0,03	6,40 ± 0,03	9,74 ± 0,03
Pulmões	4,89 ± 0,01	8,52 ± 0,01	11,23 ± 0,01
Reto	4,01 ± 0,03	4,04 ± 0,03	5,01 ± 0,03
Rins	2,89 ± 0,01	5,48 ± 0,01	6,04 ± 0,01
Sangue	0,96 ± 0,02	7,64 ± 0,02	7,82 ± 0,02
Tecido Adiposo	0,60 ± 0,02	4,82 ± 0,02	4,92 ± 0,02
Tecido Mole	0,12 ± 0,12	0,25 ± 0,07	2,37 ± 0,03
Tecidos Remanescentes	0,39 ± 0,12	0,78 ± 0,07	6,69 ± 0,03
Tireoide	1,82 ± 0,02	4,51 ± 0,01	5,92 ± 0,01
Ureteres	2,24 ± 0,04	17,79 ± 0,01	18,19 ± 0,01
Útero	0,32 ± 0,01	4,28 ± 0,01	5,13 ± 0,01
Vesícula Biliar	18,99 ± 0,02	22,73 ± 0,01	22,74 ± 0,01

Tabela 29 – Valores de dose absorvida para o *phantom* masculino para a tensão de 45 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 ( $\text{cm}^2$ )	15 x 15 ( $\text{cm}^2$ )	20 x 20 ( $\text{cm}^2$ )
Amígdalas	0,00 ± 0,00	0,04 ± 0,00	0,04 ± 0,00
Baço	22,68 ± 0,02	22,92 ± 0,02	30,37 ± 0,03
Bexiga Urinária	9,49 ± 0,13	15,53 ± 0,07	24,26 ± 0,02
Brônquios	39,04 ± 0,02	46,58 ± 0,01	46,60 ± 0,01
Cérebro	0,15 ± 0,04	0,40 ± 0,01	0,68 ± 0,01
Côlon	4,44 ± 0,02	7,55 ± 0,02	11,50 ± 0,03
Coração	43,37 ± 0,03	44,38 ± 0,03	44,39 ± 0,03
Cristalino dos Olhos	0,14 ± 0,06	0,40 ± 0,02	0,47 ± 0,01
Esôfago	6,46 ± 0,01	13,72 ± 0,01	14,91 ± 0,01
Estômago	25,51 ± 0,00	25,69 ± 0,00	33,24 ± 0,00
Fígado	13,96 ± 0,09	20,70 ± 0,01	26,62 ± 0,01
Glândula Pituitária	0,77 ± 0,03	0,77 ± 0,03	0,96 ± 0,03
Glândulas Adrenais	12,46 ± 0,01	12,54 ± 0,01	16,92 ± 0,02
Glândulas Salivares	1,20 ± 0,03	1,21 ± 0,03	1,50 ± 0,03
Intestino Delgado	31,00 ± 0,01	31,31 ± 0,01	41,49 ± 0,01
Linfonodos	3,43 ± 0,01	3,47 ± 0,01	4,62 ± 0,01
Língua	0,13 ± 0,03	1,32 ± 0,01	1,34 ± 0,01
Mamas	41,21 ± 0,01	41,44 ± 0,01	56,28 ± 0,01
Medula Espinal	0,91 ± 0,04	7,24 ± 0,01	7,40 ± 0,01
Medula Óssea Cortical	5,25 ± 0,02	5,30 ± 0,02	6,54 ± 0,03
Medula Óssea Vermelha	0,70 ± 0,03	3,00 ± 0,03	3,16 ± 0,03
Mucosa Oral	1,17 ± 0,01	1,18 ± 0,01	1,56 ± 0,01
Músculo	4,68 ± 0,01	4,73 ± 0,01	6,30 ± 0,01
Pâncreas	26,35 ± 0,01	26,59 ± 0,01	35,12 ± 0,01
Pele	3,76 ± 0,03	6,39 ± 0,03	9,74 ± 0,03
Próstata	3,97 ± 0,03	4,00 ± 0,03	4,94 ± 0,03
Pulmões	4,87 ± 0,01	8,56 ± 0,01	11,21 ± 0,01
Reto	4,00 ± 0,03	4,03 ± 0,03	5,00 ± 0,03
Rins	2,89 ± 0,01	5,50 ± 0,01	6,06 ± 0,01
Sangue	0,96 ± 0,02	7,64 ± 0,02	7,82 ± 0,02
Tecido Adiposo	0,60 ± 0,02	4,79 ± 0,02	4,90 ± 0,02
Tecido Mole	0,12 ± 0,13	0,27 ± 0,07	2,29 ± 0,02
Tecidos Remanescentes	0,39 ± 0,13	0,78 ± 0,07	6,67 ± 0,02
Testículos	1,48 ± 0,01	1,49 ± 0,01	2,02 ± 0,01
Tireoide	1,82 ± 0,02	4,53 ± 0,01	5,90 ± 0,01
Ureteres	2,23 ± 0,04	17,78 ± 0,01	18,18 ± 0,01
Vesícula Biliar	19,09 ± 0,02	22,95 ± 0,01	22,96 ± 0,01

Tabela 30 – Valores de dose absorvida para o *phantom* feminino para a tensão de 50 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 ( $\text{cm}^2$ )	15 x 15 ( $\text{cm}^2$ )	20 x 20 ( $\text{cm}^2$ )
Amígdalas	0,01 ± 0,00	0,05 ± 0,00	0,06 ± 0,00
Baço	35,48 ± 0,02	36,04 ± 0,02	46,23 ± 0,03
Bexiga Urinária	14,25 ± 0,13	23,74 ± 0,07	36,79 ± 0,02
Brônquios	57,47 ± 0,02	70,31 ± 0,01	71,43 ± 0,02
Cérebro	0,23 ± 0,04	0,48 ± 0,01	0,79 ± 0,02
Côlon	6,74 ± 0,15	11,61 ± 0,08	17,55 ± 0,03
Coração	62,54 ± 0,01	65,37 ± 0,01	65,77 ± 0,01
Cristalino dos Olhos	0,15 ± 0,05	0,42 ± 0,02	0,73 ± 0,01
Esôfago	11,65 ± 0,01	23,25 ± 0,01	25,42 ± 0,01
Estômago	30,76 ± 0,00	42,18 ± 0,00	52,83 ± 0,00
Fígado	26,00 ± 0,01	35,95 ± 0,01	42,82 ± 0,01
Glândula Pituitária	1,16 ± 0,03	1,18 ± 0,03	1,39 ± 0,03
Glândulas Adrenais	20,53 ± 0,02	20,81 ± 0,02	26,85 ± 0,02
Glândulas Salivares	1,82 ± 0,03	1,84 ± 0,03	2,17 ± 0,03
Intestino Delgado	48,48 ± 0,03	49,25 ± 0,01	63,17 ± 0,03
Linfonodos	5,31 ± 0,01	5,41 ± 0,01	6,93 ± 0,01
Língua	0,18 ± 0,03	1,84 ± 0,01	1,88 ± 0,01
Mamas	57,22 ± 0,02	57,22 ± 0,02	75,35 ± 0,02
Medula Espinal	1,37 ± 0,04	10,75 ± 0,01	11,18 ± 0,02
Medula Óssea Cortical	8,10 ± 0,03	8,27 ± 0,03	9,88 ± 0,03
Medula Óssea Vermelha	1,28 ± 0,03	5,83 ± 0,03	5,90 ± 0,03
Mucosa Oral	1,85 ± 0,01	1,87 ± 0,01	2,41 ± 0,01
Músculo	7,60 ± 0,01	7,69 ± 0,01	9,88 ± 0,01
Ovários	0,81 ± 0,07	8,63 ± 0,02	12,67 ± 0,02
Pâncreas	41,69 ± 0,01	42,18 ± 0,01	54,18 ± 0,01
Pele	5,94 ± 0,15	10,23 ± 0,08	15,46 ± 0,03
Pulmões	8,13 ± 0,01	18,16 ± 0,01	19,53 ± 0,01
Reto	6,07 ± 0,03	6,19 ± 0,03	7,26 ± 0,03
Rins	3,18 ± 0,01	9,93 ± 0,01	10,95 ± 0,01
Sangue	1,44 ± 0,02	11,35 ± 0,03	11,80 ± 0,03
Tecido Adiposo	0,90 ± 0,02	7,12 ± 0,03	7,40 ± 0,03
Tecido Mole	0,14 ± 0,15	0,37 ± 0,08	3,29 ± 0,03
Tecidos Remanescentes	0,44 ± 0,15	1,11 ± 0,08	9,39 ± 0,03
Tireoide	2,16 ± 0,02	9,01 ± 0,01	12,41 ± 0,01
Ureteres	3,34 ± 0,04	26,41 ± 0,01	27,44 ± 0,02
Útero	0,48 ± 0,01	6,35 ± 0,01	7,74 ± 0,01
Vesícula Biliar	28,07 ± 0,02	34,34 ± 0,01	34,88 ± 0,02

Tabela 31 – Valores de dose absorvida para o *phantom* masculino para a tensão de 50 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 ( $\text{cm}^2$ )	15 x 15 ( $\text{cm}^2$ )	20 x 20 ( $\text{cm}^2$ )
Amígdalas	0,01 ± 0,00	0,05 ± 0,00	0,06 ± 0,00
Baço	35,47 ± 0,02	36,03 ± 0,02	46,22 ± 0,03
Bexiga Urinária	14,25 ± 0,13	23,75 ± 0,07	36,80 ± 0,02
Brônquios	57,17 ± 0,02	70,34 ± 0,01	71,44 ± 0,01
Cérebro	0,25 ± 0,04	0,50 ± 0,01	0,83 ± 0,02
Côlon	6,75 ± 0,02	11,61 ± 0,02	17,55 ± 0,03
Coração	62,58 ± 0,01	65,42 ± 0,01	65,79 ± 0,01
Cristalino dos Olhos	0,15 ± 0,05	0,43 ± 0,02	0,75 ± 0,01
Esôfago	11,62 ± 0,01	23,25 ± 0,01	25,41 ± 0,01
Estômago	30,88 ± 0,00	42,16 ± 0,00	52,91 ± 0,00
Fígado	26,00 ± 0,01	35,95 ± 0,01	42,82 ± 0,01
Glândula Pituitária	1,16 ± 0,03	1,18 ± 0,03	1,39 ± 0,03
Glândulas Adrenais	20,59 ± 0,01	20,85 ± 0,02	26,92 ± 0,01
Glândulas Salivares	1,82 ± 0,03	1,84 ± 0,03	2,17 ± 0,03
Intestino Delgado	48,46 ± 0,01	49,23 ± 0,01	63,15 ± 0,01
Linfonodos	5,31 ± 0,01	5,41 ± 0,01	6,93 ± 0,01
Língua	0,18 ± 0,03	1,84 ± 0,01	1,88 ± 0,01
Mamas	57,46 ± 0,02	57,69 ± 0,01	75,82 ± 0,01
Medula Espinal	1,36 ± 0,04	10,75 ± 0,01	11,17 ± 0,01
Medula Óssea Cortical	8,05 ± 0,02	8,25 ± 0,03	9,90 ± 0,02
Medula Óssea Vermelha	1,28 ± 0,03	5,83 ± 0,03	5,96 ± 0,03
Mucosa Oral	1,85 ± 0,01	1,87 ± 0,01	2,41 ± 0,01
Músculo	7,24 ± 0,01	7,37 ± 0,01	9,45 ± 0,01
Pâncreas	41,67 ± 0,01	42,16 ± 0,01	54,16 ± 0,01
Pele	5,71 ± 0,00	9,83 ± 0,00	14,86 ± 0,00
Próstata	6,00 ± 0,03	6,09 ± 0,03	7,15 ± 0,03
Pulmões	8,13 ± 0,01	18,20 ± 0,01	19,49 ± 0,01
Reto	6,07 ± 0,03	6,19 ± 0,03	7,25 ± 0,03
Rins	3,18 ± 0,01	9,94 ± 0,01	10,93 ± 0,01
Sangue	1,44 ± 0,02	11,35 ± 0,02	11,81 ± 0,02
Tecido Adiposo	0,90 ± 0,02	7,11 ± 0,02	7,40 ± 0,02
Tecido Mole	0,16 ± 0,12	0,39 ± 0,07	3,31 ± 0,03
Tecidos Remanescentes	0,44 ± 0,12	1,11 ± 0,07	9,39 ± 0,03
Testículos	2,07 ± 0,02	2,08 ± 0,01	2,73 ± 0,01
Tireoide	2,16 ± 0,02	8,97 ± 0,01	12,47 ± 0,01
Ureteres	3,34 ± 0,04	26,40 ± 0,01	27,43 ± 0,01
Vesícula Biliar	28,65 ± 0,02	35,16 ± 0,01	35,59 ± 0,01

Tabela 32 – Valores de dose absorvida para o *phantom* feminino para a tensão de 55 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 ( $\text{cm}^2$ )	15 x 15 ( $\text{cm}^2$ )	20 x 20 ( $\text{cm}^2$ )
Amígdalas	0,01 ± 0,00	0,06 ± 0,00	0,07 ± 0,00
Baço	46,67 ± 0,02	46,51 ± 0,02	59,99 ± 0,03
Bexiga Urinária	17,91 ± 0,13	29,73 ± 0,07	45,25 ± 0,02
Brônquios	71,64 ± 0,01	87,13 ± 0,01	87,43 ± 0,01
Cérebro	0,28 ± 0,05	0,58 ± 0,02	0,81 ± 0,02
Côlon	8,56 ± 0,11	14,63 ± 0,06	21,67 ± 0,02
Coração	75,56 ± 0,01	78,12 ± 0,01	78,75 ± 0,01
Cristalino dos Olhos	0,18 ± 0,07	0,51 ± 0,02	0,84 ± 0,02
Esôfago	13,43 ± 0,02	27,33 ± 0,01	32,21 ± 0,01
Estômago	41,64 ± 0,01	45,52 ± 0,01	61,13 ± 0,01
Fígado	32,96 ± 0,01	43,40 ± 0,01	51,50 ± 0,01
Glândula Pituitária	1,43 ± 0,02	1,43 ± 0,02	1,68 ± 0,02
Glândulas Adrenais	26,78 ± 0,01	27,27 ± 0,01	34,54 ± 0,01
Glândulas Salivares	2,23 ± 0,02	2,23 ± 0,02	2,61 ± 0,02
Intestino Delgado	63,76 ± 0,02	63,56 ± 0,02	81,97 ± 0,02
Linfonodos	7,04 ± 0,01	7,05 ± 0,01	9,13 ± 0,01
Língua	0,23 ± 0,03	2,17 ± 0,01	2,21 ± 0,01
Mamas	64,52 ± 0,01	64,76 ± 0,01	85,24 ± 0,01
Medula Espinal	1,93 ± 0,03	13,50 ± 0,01	13,86 ± 0,01
Medula Óssea Cortical	11,03 ± 0,02	11,05 ± 0,02	13,26 ± 0,02
Medula Óssea Vermelha	2,46 ± 0,03	6,84 ± 0,03	7,53 ± 0,03
Mucosa Oral	2,38 ± 0,01	2,40 ± 0,01	3,07 ± 0,01
Músculo	9,77 ± 0,01	9,83 ± 0,01	12,61 ± 0,01
Ovários	1,17 ± 0,05	10,86 ± 0,01	15,84 ± 0,01
Pâncreas	54,04 ± 0,01	54,13 ± 0,01	69,38 ± 0,01
Pele	7,30 ± 0,11	12,42 ± 0,06	18,36 ± 0,02
Pulmões	9,48 ± 0,01	20,73 ± 0,01	23,97 ± 0,01
Reto	7,49 ± 0,02	7,46 ± 0,02	8,72 ± 0,02
Rins	4,28 ± 0,01	12,08 ± 0,01	14,71 ± 0,01
Sangue	2,04 ± 0,02	14,28 ± 0,02	14,64 ± 0,02
Tecido Adiposo	1,30 ± 0,02	9,01 ± 0,02	9,23 ± 0,02
Tecido Mole	0,20 ± 0,11	0,55 ± 0,06	3,88 ± 0,02
Tecidos Remanescentes	0,62 ± 0,11	1,62 ± 0,06	11,12 ± 0,02
Tireoide	2,84 ± 0,02	12,03 ± 0,01	15,22 ± 0,01
Ureteres	4,82 ± 0,03	33,26 ± 0,01	34,32 ± 0,01
Útero	0,69 ± 0,01	7,99 ± 0,01	9,68 ± 0,01
Vesícula Biliar	34,99 ± 0,01	42,56 ± 0,01	42,70 ± 0,01

Tabela 33 – Valores de dose absorvida para o *phantom* masculino para a tensão de 55 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 ( $\text{cm}^2$ )	15 x 15 ( $\text{cm}^2$ )	20 x 20 ( $\text{cm}^2$ )
Amígdalas	0,01 ± 0,00	0,06 ± 0,00	0,07 ± 0,00
Baço	46,34 ± 0,02	46,42 ± 0,02	59,98 ± 0,03
Bexiga Urinária	17,92 ± 0,13	29,75 ± 0,07	45,27 ± 0,02
Brônquios	72,15 ± 0,02	87,30 ± 0,02	87,42 ± 0,01
Cérebro	0,29 ± 0,05	0,60 ± 0,02	0,87 ± 0,02
Côlon	8,56 ± 0,02	14,64 ± 0,02	21,69 ± 0,03
Coração	75,57 ± 0,01	78,17 ± 0,01	78,82 ± 0,01
Cristalino dos Olhos	0,18 ± 0,07	0,52 ± 0,02	0,86 ± 0,02
Esôfago	13,48 ± 0,02	27,34 ± 0,01	32,20 ± 0,01
Estômago	41,46 ± 0,01	45,62 ± 0,01	60,93 ± 0,01
Fígado	32,96 ± 0,01	43,40 ± 0,01	51,50 ± 0,01
Glândula Pituitária	1,43 ± 0,03	1,43 ± 0,03	1,68 ± 0,03
Glândulas Adrenais	26,82 ± 0,02	27,32 ± 0,02	34,57 ± 0,02
Glândulas Salivares	2,23 ± 0,03	2,23 ± 0,03	2,61 ± 0,03
Intestino Delgado	63,31 ± 0,01	63,43 ± 0,01	81,95 ± 0,01
Linfonodos	7,02 ± 0,01	7,04 ± 0,01	9,12 ± 0,01
Língua	0,23 ± 0,03	2,17 ± 0,01	2,21 ± 0,01
Mamas	64,99 ± 0,02	65,23 ± 0,02	85,71 ± 0,02
Medula Espinal	1,95 ± 0,04	13,52 ± 0,01	13,96 ± 0,02
Medula Óssea Cortical	11,00 ± 0,03	11,03 ± 0,03	13,23 ± 0,03
Medula Óssea Vermelha	2,48 ± 0,03	6,86 ± 0,03	7,55 ± 0,03
Mucosa Oral	2,38 ± 0,01	2,40 ± 0,01	3,08 ± 0,01
Músculo	9,57 ± 0,01	9,60 ± 0,01	12,43 ± 0,01
Pâncreas	53,66 ± 0,01	54,03 ± 0,01	69,37 ± 0,01
Pele	7,24 ± 0,02	12,40 ± 0,02	18,36 ± 0,02
Próstata	7,34 ± 0,03	7,37 ± 0,03	8,62 ± 0,03
Pulmões	9,46 ± 0,01	20,65 ± 0,01	24,03 ± 0,01
Reto	7,44 ± 0,03	7,44 ± 0,03	8,72 ± 0,03
Rins	4,26 ± 0,01	12,08 ± 0,01	14,71 ± 0,01
Sangue	2,04 ± 0,02	14,28 ± 0,03	14,64 ± 0,03
Tecido Adiposo	1,29 ± 0,02	8,95 ± 0,03	9,18 ± 0,03
Tecido Mole	0,22 ± 0,15	0,57 ± 0,08	3,90 ± 0,03
Tecidos Remanescentes	0,61 ± 0,15	1,61 ± 0,08	11,06 ± 0,03
Testículos	2,34 ± 0,02	2,35 ± 0,02	3,08 ± 0,02
Tireoide	2,84 ± 0,02	12,07 ± 0,01	15,22 ± 0,01
Ureteres	4,78 ± 0,04	33,22 ± 0,01	34,07 ± 0,02
Vesícula Biliar	35,28 ± 0,02	42,94 ± 0,01	43,29 ± 0,02

Tabela 34 – Valores de dose absorvida para o *phantom* feminino para a tensão de 60 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 ( $\text{cm}^2$ )	15 x 15 ( $\text{cm}^2$ )	20 x 20 ( $\text{cm}^2$ )
Amígdalas	0,01 ± 0,00	0,07 ± 0,00	0,08 ± 0,00
Baço	58,32 ± 0,02	58,54 ± 0,02	73,99 ± 0,03
Bexiga Urinária	21,76 ± 0,13	36,54 ± 0,07	54,60 ± 0,02
Brônquios	85,28 ± 0,01	104,99 ± 0,01	105,59 ± 0,02
Cérebro	0,33 ± 0,04	0,66 ± 0,01	1,05 ± 0,01
Colon	10,44 ± 0,04	18,00 ± 0,03	26,24 ± 0,02
Coração	90,16 ± 0,01	93,18 ± 0,01	94,73 ± 0,01
Cristalino dos Olhos	0,24 ± 0,05	0,54 ± 0,02	1,16 ± 0,01
Esôfago	15,37 ± 0,01	31,67 ± 0,01	42,74 ± 0,01
Estômago	51,51 ± 0,00	68,37 ± 0,00	75,65 ± 0,00
Fígado	45,45 ± 0,01	52,02 ± 0,01	64,43 ± 0,01
Glândula Pituitária	1,73 ± 0,04	1,73 ± 0,03	2,03 ± 0,02
Glândulas Adrenais	34,20 ± 0,01	34,50 ± 0,02	43,91 ± 0,01
Glândulas Salivares	2,70 ± 0,04	2,70 ± 0,03	3,16 ± 0,02
Intestino Delgado	79,68 ± 0,11	79,99 ± 0,07	101,10 ± 0,04
Linfonodos	8,76 ± 0,01	8,77 ± 0,01	11,12 ± 0,01
Língua	0,28 ± 0,03	2,52 ± 0,01	2,53 ± 0,01
Mamas	75,35 ± 0,02	76,53 ± 0,02	99,13 ± 0,01
Medula Espinal	2,21 ± 0,03	16,06 ± 0,01	16,43 ± 0,02
Medula Óssea Cortical	13,14 ± 0,03	13,16 ± 0,03	15,44 ± 0,02
Medula Óssea Vermelha	2,90 ± 0,02	7,65 ± 0,02	8,95 ± 0,02
Mucosa Oral	3,02 ± 0,01	3,05 ± 0,01	3,85 ± 0,01
Músculo	12,38 ± 0,01	12,52 ± 0,01	15,78 ± 0,01
Ovários	1,32 ± 0,02	12,89 ± 0,02	18,63 ± 0,05
Pâncreas	68,11 ± 0,01	68,69 ± 0,01	86,55 ± 0,01
Pele	8,87 ± 0,04	15,26 ± 0,03	22,24 ± 0,02
Pulmões	10,81 ± 0,01	23,65 ± 0,00	33,10 ± 0,01
Reto	9,03 ± 0,04	9,01 ± 0,03	10,57 ± 0,02
Rins	5,57 ± 0,01	14,80 ± 0,01	20,57 ± 0,01
Sangue	2,33 ± 0,02	16,96 ± 0,02	17,35 ± 0,03
Tecido Adiposo	1,47 ± 0,02	10,66 ± 0,02	10,90 ± 0,03
Tecido Mole	0,22 ± 0,11	0,63 ± 0,07	4,47 ± 0,04
Tecidos Remanescentes	0,67 ± 0,11	1,84 ± 0,07	12,75 ± 0,04
Tireoide	3,54 ± 0,01	15,05 ± 0,01	21,84 ± 0,01
Ureteres	5,46 ± 0,03	39,47 ± 0,01	40,37 ± 0,02
Útero	0,78 ± 0,01	9,49 ± 0,01	11,39 ± 0,01
Vesícula Biliar	41,65 ± 0,01	51,28 ± 0,01	51,57 ± 0,02

Tabela 35 – Valores de dose absorvida para o *phantom* masculino para a tensão de 60 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 ( $\text{cm}^2$ )	15 x 15 ( $\text{cm}^2$ )	20 x 20 ( $\text{cm}^2$ )
Amígdalas	0,01 ± 0,00	0,08 ± 0,00	0,08 ± 0,00
Baço	58,13 ± 0,02	58,53 ± 0,02	73,96 ± 0,03
Bexiga Urinária	7,13 ± 0,13	21,77 ± 0,07	54,63 ± 0,02
Brônquios	85,55 ± 0,01	105,02 ± 0,01	105,63 ± 0,01
Cérebro	0,35 ± 0,04	0,69 ± 0,01	1,11 ± 0,01
Colon	10,45 ± 0,02	18,02 ± 0,02	26,25 ± 0,03
Coração	90,21 ± 0,01	93,23 ± 0,01	94,80 ± 0,01
Cristalino dos Olhos	0,25 ± 0,05	0,55 ± 0,02	1,18 ± 0,01
Esôfago	15,32 ± 0,01	31,69 ± 0,01	42,72 ± 0,01
Estômago	51,63 ± 0,00	68,59 ± 0,00	75,59 ± 0,00
Fígado	45,45 ± 0,01	52,02 ± 0,01	64,43 ± 0,01
Glândula Pituitária	1,73 ± 0,02	1,73 ± 0,02	2,03 ± 0,02
Glândulas Adrenais	34,32 ± 0,01	34,54 ± 0,01	43,95 ± 0,01
Glândulas Salivares	2,70 ± 0,02	2,70 ± 0,02	3,16 ± 0,02
Intestino Delgado	79,43 ± 0,01	79,97 ± 0,01	101,06 ± 0,01
Linfonodos	8,76 ± 0,01	8,77 ± 0,01	11,11 ± 0,01
Língua	0,28 ± 0,03	2,52 ± 0,01	2,54 ± 0,01
Mamas	75,59 ± 0,01	76,76 ± 0,01	99,37 ± 0,01
Medula Espinal	2,22 ± 0,03	16,07 ± 0,01	16,43 ± 0,01
Medula Óssea Cortical	12,97 ± 0,02	13,21 ± 0,02	15,46 ± 0,02
Medula Óssea Vermelha	2,92 ± 0,02	7,67 ± 0,02	8,97 ± 0,02
Mucosa Oral	3,02 ± 0,01	3,05 ± 0,01	3,84 ± 0,01
Músculo	11,94 ± 0,01	11,96 ± 0,01	15,15 ± 0,01
Pâncreas	67,89 ± 0,01	68,67 ± 0,01	86,51 ± 0,01
Pele	8,84 ± 0,01	15,25 ± 0,02	22,23 ± 0,02
Próstata	8,90 ± 0,02	8,90 ± 0,02	10,43 ± 0,02
Pulmões	10,83 ± 0,01	23,73 ± 0,00	33,04 ± 0,01
Reto	9,00 ± 0,02	9,00 ± 0,02	10,57 ± 0,02
Rins	5,57 ± 0,01	14,74 ± 0,01	20,47 ± 0,01
Sangue	2,33 ± 0,02	16,96 ± 0,02	17,36 ± 0,02
Tecido Adiposo	1,47 ± 0,02	10,63 ± 0,02	10,87 ± 0,02
Tecido Mole	0,24 ± 0,11	0,65 ± 0,06	4,49 ± 0,02
Tecidos Remanescentes	0,67 ± 0,11	1,83 ± 0,06	12,72 ± 0,02
Testículos	2,72 ± 0,01	2,76 ± 0,01	3,57 ± 0,01
Tireoide	3,54 ± 0,01	15,03 ± 0,01	21,78 ± 0,01
Ureteres	5,44 ± 0,03	39,46 ± 0,01	40,36 ± 0,01
Vesícula Biliar	42,44 ± 0,01	52,16 ± 0,01	52,69 ± 0,01

Tabela 36 – Valores de dose absorvida para o *phantom* feminino para a tensão de 65 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 ( $\text{cm}^2$ )	15 x 15 ( $\text{cm}^2$ )	20 x 20 ( $\text{cm}^2$ )
Amígdalas	0,01 ± 0,00	0,09 ± 0,00	0,09 ± 0,00
Baço	63,44 ± 0,02	72,95 ± 0,02	90,54 ± 0,03
Bexiga Urinária	23,60 ± 0,13	26,46 ± 0,07	67,31 ± 0,02
Brônquios	109,33 ± 0,02	107,44 ± 0,01	130,59 ± 0,01
Cérebro	0,41 ± 0,04	0,69 ± 0,02	1,27 ± 0,02
Côlon	13,50 ± 0,06	18,43 ± 0,02	32,41 ± 0,01
Coração	101,06 ± 0,01	106,58 ± 0,01	115,37 ± 0,01
Cristalino dos Olhos	0,44 ± 0,05	0,69 ± 0,02	1,31 ± 0,02
Esôfago	25,25 ± 0,01	36,91 ± 0,01	52,50 ± 0,01
Estômago	59,50 ± 0,00	84,54 ± 0,01	118,64 ± 0,00
Fígado	54,41 ± 0,01	62,28 ± 0,01	78,68 ± 0,01
Glândula Pituitária	1,87 ± 0,03	2,08 ± 0,03	2,49 ± 0,03
Glândulas Adrenais	37,45 ± 0,01	44,76 ± 0,01	54,98 ± 0,02
Glândulas Salivares	2,92 ± 0,03	3,24 ± 0,03	3,88 ± 0,03
Intestino Delgado	86,69 ± 0,02	99,68 ± 0,02	123,72 ± 0,02
Linfonodos	9,50 ± 0,01	11,02 ± 0,01	13,70 ± 0,01
Língua	0,33 ± 0,03	2,58 ± 0,01	3,03 ± 0,01
Mamas	83,21 ± 0,01	87,20 ± 0,01	113,22 ± 0,01
Medula Espinal	2,83 ± 0,04	16,44 ± 0,01	20,23 ± 0,01
Medula Óssea Cortical	14,32 ± 0,02	16,58 ± 0,02	18,83 ± 0,03
Medula Óssea Vermelha	3,97 ± 0,04	7,99 ± 0,03	10,49 ± 0,02
Mucosa Oral	3,31 ± 0,01	3,77 ± 0,01	4,67 ± 0,01
Músculo	12,96 ± 0,01	15,03 ± 0,01	18,68 ± 0,01
Ovários	1,69 ± 0,06	13,19 ± 0,02	22,94 ± 0,01
Pâncreas	74,44 ± 0,01	82,48 ± 0,01	105,22 ± 0,01
Pele	11,43 ± 0,06	15,60 ± 0,02	27,44 ± 0,01
Pulmões	23,98 ± 0,01	27,16 ± 0,01	39,40 ± 0,01
Reto	9,76 ± 0,03	10,81 ± 0,03	12,95 ± 0,03
Rins	6,93 ± 0,01	16,42 ± 0,01	25,23 ± 0,01
Sangue	3,02 ± 0,02	17,35 ± 0,02	21,37 ± 0,02
Tecido Adiposo	1,88 ± 0,02	10,88 ± 0,02	13,39 ± 0,02
Tecido Mole	0,34 ± 0,13	0,66 ± 0,07	5,54 ± 0,02
Tecidos Remanescentes	0,96 ± 0,13	1,88 ± 0,07	15,69 ± 0,02
Tireoide	4,76 ± 0,01	18,69 ± 0,01	29,56 ± 0,02
Ureteres	6,96 ± 0,04	40,36 ± 0,01	49,69 ± 0,01
Útero	1,00 ± 0,01	9,70 ± 0,01	14,02 ± 0,01
Vesícula Biliar	49,72 ± 0,02	61,91 ± 0,01	62,35 ± 0,01

Tabela 37 – Valores de dose absorvida para o *phantom* masculino para a tensão de 65 kV

Órgão	Dose Absorvida ( $\mu\text{Gy}$ )		
	Tamanho de Campo		
	10 x 10 ( $\text{cm}^2$ )	15 x 15 ( $\text{cm}^2$ )	20 x 20 ( $\text{cm}^2$ )
Amígdalas	0,01 ± 0,00	0,09 ± 0,00	0,09 ± 0,00
Baço	58,53 ± 0,02	71,31 ± 0,02	88,51 ± 0,03
Bexiga Urinária	21,77 ± 0,13	25,86 ± 0,07	65,80 ± 0,02
Brônquios	100,86 ± 0,01	105,02 ± 0,01	127,66 ± 0,02
Cérebro	0,43 ± 0,04	0,73 ± 0,01	1,35 ± 0,02
Côlon	12,45 ± 0,02	18,02 ± 0,02	31,68 ± 0,03
Coração	93,23 ± 0,11	104,18 ± 0,06	112,77 ± 0,04
Cristalino dos Olhos	0,45 ± 0,05	0,70 ± 0,02	1,34 ± 0,02
Esôfago	25,27 ± 0,01	36,93 ± 0,01	52,52 ± 0,01
Estômago	59,50 ± 0,00	84,74 ± 0,01	118,16 ± 0,00
Fígado	54,41 ± 0,01	62,28 ± 0,01	78,68 ± 0,01
Glândula Pituitária	1,73 ± 0,02	2,03 ± 0,04	2,43 ± 0,02
Glândulas Adrenais	34,54 ± 0,11	43,76 ± 0,06	53,75 ± 0,04
Glândulas Salivares	2,70 ± 0,02	3,16 ± 0,02	3,79 ± 0,03
Intestino Delgado	79,97 ± 0,01	97,44 ± 0,02	120,94 ± 0,01
Linfonodos	8,77 ± 0,01	10,77 ± 0,01	13,39 ± 0,01
Língua	0,30 ± 0,03	2,52 ± 0,01	2,96 ± 0,01
Mamas	76,76 ± 0,01	85,24 ± 0,02	110,67 ± 0,01
Medula Espinal	2,61 ± 0,03	16,07 ± 0,01	19,78 ± 0,02
Medula Óssea Cortical	13,21 ± 0,02	16,20 ± 0,03	18,41 ± 0,02
Medula Óssea Vermelha	3,97 ± 0,02	8,03 ± 0,04	10,51 ± 0,02
Mucosa Oral	3,05 ± 0,01	3,68 ± 0,01	4,57 ± 0,01
Músculo	11,96 ± 0,01	14,69 ± 0,01	18,26 ± 0,01
Pâncreas	68,67 ± 0,01	80,63 ± 0,01	102,86 ± 0,01
Pele	10,54 ± 0,02	15,25 ± 0,02	26,83 ± 0,03
Próstata	8,90 ± 0,02	10,43 ± 0,04	12,53 ± 0,02
Pulmões	24,00 ± 0,01	27,10 ± 0,01	39,52 ± 0,01
Reto	9,00 ± 0,02	10,57 ± 0,04	12,66 ± 0,02
Rins	6,93 ± 0,01	16,38 ± 0,01	25,23 ± 0,01
Sangue	2,79 ± 0,02	16,96 ± 0,02	20,89 ± 0,03
Tecido Adiposo	1,73 ± 0,02	10,63 ± 0,02	13,09 ± 0,03
Tecido Mole	0,31 ± 0,11	0,65 ± 0,06	5,41 ± 0,04
Tecidos Remanescentes	0,89 ± 0,11	1,83 ± 0,06	15,33 ± 0,04
Testículos	2,76 ± 0,01	3,07 ± 0,02	3,98 ± 0,01
Tireoide	4,78 ± 0,01	18,75 ± 0,01	29,62 ± 0,02
Ureteres	6,42 ± 0,03	39,46 ± 0,01	48,57 ± 0,02
Vesícula Biliar	50,33 ± 0,01	52,16 ± 0,01	63,36 ± 0,02

## APÊNDICE C – Doses Absorvidas por Órgão

### C.1 CÉREBRO

Tabela 38 – Valores de doses absorvidas no cérebro para o *phantom* feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

Dose absorvida no cérebro pelo <i>phantom</i> feminino ( $\mu\text{Gy}$ )			
Tensão (kV)	Tamanho de Campo		
	$10 \times 10 \text{ (cm}^2)$	$15 \times 15 \text{ (cm}^2)$	$20 \times 20 \text{ (cm}^2)$
45	$0,14 \pm 0,04$	$0,38 \pm 0,01$	$0,66 \pm 0,01$
50	$0,23 \pm 0,04$	$0,48 \pm 0,01$	$0,79 \pm 0,02$
55	$0,28 \pm 0,05$	$0,58 \pm 0,02$	$0,81 \pm 0,02$
60	$0,33 \pm 0,04$	$0,66 \pm 0,01$	$1,05 \pm 0,01$
65	$0,41 \pm 0,04$	$0,69 \pm 0,02$	$1,27 \pm 0,02$

Tabela 39 – Valores de doses absorvidas no cérebro para o *phantom* masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

Dose absorvida no cérebro pelo <i>phantom</i> masculino ( $\mu\text{Gy}$ )			
Tensão (kV)	Tamanho de Campo		
	$10 \times 10 \text{ (cm}^2)$	$15 \times 15 \text{ (cm}^2)$	$20 \times 20 \text{ (cm}^2)$
45	$0,15 \pm 0,04$	$0,40 \pm 0,01$	$0,68 \pm 0,01$
50	$0,25 \pm 0,04$	$0,50 \pm 0,01$	$0,83 \pm 0,02$
55	$0,29 \pm 0,05$	$0,60 \pm 0,02$	$0,87 \pm 0,02$
60	$0,35 \pm 0,04$	$0,69 \pm 0,01$	$1,11 \pm 0,01$
65	$0,43 \pm 0,04$	$0,73 \pm 0,01$	$1,35 \pm 0,02$

### C.2 CRISTALINO DOS OLHOS

Tabela 40 – Valores de doses absorvidas no cristalino dos olhos para o *phantom* feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

Dose absorvida no cristalino dos olhos pelo <i>phantom</i> feminino ( $\mu\text{Gy}$ )			
Tensão (kV)	Tamanho de Campo		
	$10 \times 10 \text{ (cm}^2)$	$15 \times 15 \text{ (cm}^2)$	$20 \times 20 \text{ (cm}^2)$
45	$0,13 \pm 0,06$	$0,38 \pm 0,02$	$0,46 \pm 0,01$
50	$0,15 \pm 0,05$	$0,42 \pm 0,02$	$0,73 \pm 0,01$
55	$0,18 \pm 0,07$	$0,51 \pm 0,02$	$0,84 \pm 0,02$
60	$0,24 \pm 0,05$	$0,54 \pm 0,02$	$1,16 \pm 0,01$
65	$0,44 \pm 0,05$	$0,69 \pm 0,02$	$1,31 \pm 0,02$

Tabela 41 – Valores de doses absorvidas no cristalino dos olhos para o *phantom* masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

Dose absorvida no cristalino dos olhos pelo <i>phantom</i> masculino ( $\mu\text{Gy}$ )			
Tensão (kV)	Tamanho de Campo		
	10x10 ( $\text{cm}^2$ )	15x15 ( $\text{cm}^2$ )	20x20 ( $\text{cm}^2$ )
45	0,14 $\pm$ 0,06	0,40 $\pm$ 0,02	0,47 $\pm$ 0,01
50	0,15 $\pm$ 0,05	0,43 $\pm$ 0,02	0,75 $\pm$ 0,01
55	0,18 $\pm$ 0,07	0,52 $\pm$ 0,02	0,86 $\pm$ 0,02
60	0,25 $\pm$ 0,05	0,55 $\pm$ 0,02	1,18 $\pm$ 0,01
65	0,45 $\pm$ 0,05	0,70 $\pm$ 0,02	1,34 $\pm$ 0,02

### C.3 ESÔFAGO

Tabela 42 – Valores de doses absorvidas no esôfago para o *phantom* feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

Dose absorvida no esôfago pelo <i>phantom</i> feminino ( $\mu\text{Gy}$ )			
Tensão (kV)	Tamanho de Campo		
	10x10 ( $\text{cm}^2$ )	15x15 ( $\text{cm}^2$ )	20x20 ( $\text{cm}^2$ )
45	6,45 $\pm$ 0,01	13,71 $\pm$ 0,01	14,90 $\pm$ 0,01
50	11,65 $\pm$ 0,01	23,25 $\pm$ 0,01	25,42 $\pm$ 0,01
55	13,43 $\pm$ 0,02	27,33 $\pm$ 0,01	32,21 $\pm$ 0,01
60	15,37 $\pm$ 0,01	31,67 $\pm$ 0,01	42,74 $\pm$ 0,01
65	25,25 $\pm$ 0,01	36,91 $\pm$ 0,01	52,50 $\pm$ 0,01

Tabela 43 – Valores de doses absorvidas no esôfago para o *phantom* masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

Dose absorvida no esôfago pelo <i>phantom</i> masculino ( $\mu\text{Gy}$ )			
Tensão (kV)	Tamanho de Campo		
	10x10 ( $\text{cm}^2$ )	15x15 ( $\text{cm}^2$ )	20x20 ( $\text{cm}^2$ )
45	6,46 $\pm$ 0,01	13,72 $\pm$ 0,01	14,91 $\pm$ 0,01
50	11,62 $\pm$ 0,01	23,25 $\pm$ 0,01	25,41 $\pm$ 0,01
55	13,48 $\pm$ 0,02	27,34 $\pm$ 0,01	32,20 $\pm$ 0,01
60	15,32 $\pm$ 0,01	31,69 $\pm$ 0,01	42,72 $\pm$ 0,01
65	25,27 $\pm$ 0,01	36,93 $\pm$ 0,01	52,52 $\pm$ 0,01

#### C.4 ESTÔMAGO

Tabela 44 – Valores de doses absorvidas no estômago para o *phantom* feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida no estômago pelo <i>phantom</i> feminino (<math>\mu</math>Gy)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>15x15 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>20x20 (cm<sup>2</sup>)</b>
45	25,49 $\pm$ 0,00	25,59 $\pm$ 0,00	33,16 $\pm$ 0,00
50	30,76 $\pm$ 0,00	42,18 $\pm$ 0,00	52,83 $\pm$ 0,00
55	41,64 $\pm$ 0,01	45,52 $\pm$ 0,01	61,13 $\pm$ 0,01
60	51,51 $\pm$ 0,00	68,37 $\pm$ 0,00	75,65 $\pm$ 0,00
65	59,50 $\pm$ 0,00	84,54 $\pm$ 0,01	118,64 $\pm$ 0,00

Tabela 45 – Valores de doses absorvidas no estômago para o *phantom* masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida no estômago pelo <i>phantom</i> masculino (<math>\mu</math>Gy)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>15x15 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>20x20 (cm<sup>2</sup>)</b>
45	25,51 $\pm$ 0,00	25,69 $\pm$ 0,00	33,24 $\pm$ 0,00
50	30,88 $\pm$ 0,00	42,16 $\pm$ 0,00	52,91 $\pm$ 0,00
55	41,46 $\pm$ 0,01	45,62 $\pm$ 0,01	60,93 $\pm$ 0,01
60	51,63 $\pm$ 0,00	68,59 $\pm$ 0,00	75,59 $\pm$ 0,00
65	59,50 $\pm$ 0,00	84,74 $\pm$ 0,01	118,16 $\pm$ 0,00

#### C.5 FÍGADO

Tabela 46 – Valores de doses absorvidas no fígado para o *phantom* feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida no fígado pelo <i>phantom</i> feminino (<math>\mu</math>Gy)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>15x15 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>20x20 (cm<sup>2</sup>)</b>
45	13,96 $\pm$ 0,09	20,70 $\pm$ 0,01	26,62 $\pm$ 0,01
50	26,00 $\pm$ 0,01	35,95 $\pm$ 0,01	42,82 $\pm$ 0,01
55	32,96 $\pm$ 0,01	43,40 $\pm$ 0,01	51,50 $\pm$ 0,01
60	45,45 $\pm$ 0,01	52,02 $\pm$ 0,01	64,43 $\pm$ 0,01
65	54,41 $\pm$ 0,01	62,28 $\pm$ 0,01	78,68 $\pm$ 0,01

Tabela 47 – Valores de doses absorvidas no fígado para o *phantom* masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida no fígado pelo <i>phantom</i> masculino (<math>\mu\text{Gy}</math>)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>15x15 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>20x20 (cm<sup>2</sup>)</b>
45	14,00 $\pm$ 0,01	20,68 $\pm$ 0,01	26,64 $\pm$ 0,01
50	25,92 $\pm$ 0,01	35,85 $\pm$ 0,01	42,60 $\pm$ 0,01
55	32,94 $\pm$ 0,01	43,40 $\pm$ 0,01	51,44 $\pm$ 0,01
60	45,65 $\pm$ 0,01	52,24 $\pm$ 0,01	64,55 $\pm$ 0,01
65	54,63 $\pm$ 0,01	62,52 $\pm$ 0,01	78,60 $\pm$ 0,01

## C.6 MEDULA ÓSSEA VERMELHA

Tabela 48 – Valores de doses absorvidas na medula óssea vermelha para o *phantom* feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida na medula óssea vermelha pelo <i>phantom</i> feminino (<math>\mu\text{Gy}</math>)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>15x15 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>20x20 (cm<sup>2</sup>)</b>
45	0,70 $\pm$ 0,03	2,98 $\pm$ 0,03	3,16 $\pm$ 0,03
50	1,28 $\pm$ 0,03	5,83 $\pm$ 0,03	5,90 $\pm$ 0,03
55	2,46 $\pm$ 0,03	6,84 $\pm$ 0,03	7,53 $\pm$ 0,03
60	2,90 $\pm$ 0,02	7,65 $\pm$ 0,02	8,95 $\pm$ 0,02
65	3,97 $\pm$ 0,04	7,99 $\pm$ 0,03	10,49 $\pm$ 0,02

Tabela 49 – Valores de doses absorvidas na medula óssea vermelha para o *phantom* masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida na medula óssea vermelha pelo <i>phantom</i> masculino (<math>\mu\text{Gy}</math>)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>15x15 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>20x20 (cm<sup>2</sup>)</b>
45	0,70 $\pm$ 0,03	3,00 $\pm$ 0,03	3,16 $\pm$ 0,03
50	1,28 $\pm$ 0,03	5,83 $\pm$ 0,03	5,96 $\pm$ 0,03
55	2,48 $\pm$ 0,03	6,86 $\pm$ 0,03	7,55 $\pm$ 0,03
60	2,92 $\pm$ 0,02	7,67 $\pm$ 0,02	8,97 $\pm$ 0,02
65	3,97 $\pm$ 0,02	8,03 $\pm$ 0,04	10,51 $\pm$ 0,02

### C.7 PULMÕES

Tabela 50 – Valores de doses absorvidas nos pulmões para o *phantom* feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida nos pulmões pelo <i>phantom</i> feminino (<math>\mu</math>Gy)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>15x15 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>20x20 (cm<sup>2</sup>)</b>
45	4,89 ± 0,01	8,52 ± 0,01	11,23 ± 0,01
50	8,13 ± 0,01	18,16 ± 0,01	19,53 ± 0,01
55	9,48 ± 0,01	20,73 ± 0,01	23,97 ± 0,01
60	10,81 ± 0,01	23,65 ± 0,00	33,10 ± 0,01
65	23,98 ± 0,01	27,16 ± 0,01	39,40 ± 0,01

Tabela 51 – Valores de doses absorvidas nos pulmões para o *phantom* masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida nos pulmões pelo <i>phantom</i> masculino (<math>\mu</math>Gy)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>15x15 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>20x20 (cm<sup>2</sup>)</b>
45	4,87 ± 0,01	8,56 ± 0,01	11,21 ± 0,01
50	8,13 ± 0,01	18,20 ± 0,01	19,49 ± 0,01
55	9,46 ± 0,01	20,65 ± 0,01	24,03 ± 0,01
60	10,83 ± 0,01	23,73 ± 0,00	33,04 ± 0,01
65	24,00 ± 0,01	27,10 ± 0,01	39,52 ± 0,01

### C.8 RINS

Tabela 52 – Valores de doses absorvidas nos rins para o *phantom* feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida nos rins pelo <i>phantom</i> feminino (<math>\mu</math>Gy)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>15x15 (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>20x20 (cm<sup>2</sup>)</b>
45	2,89 ± 0,01	5,48 ± 0,01	6,04 ± 0,01
50	3,18 ± 0,01	9,94 ± 0,01	10,95 ± 0,01
55	4,28 ± 0,01	12,08 ± 0,01	14,71 ± 0,01
60	5,57 ± 0,01	14,80 ± 0,01	20,57 ± 0,01
65	6,93 ± 0,01	16,42 ± 0,01	25,23 ± 0,01

Tabela 53 – Valores de doses absorvidas nos rins para o *phantom* masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida nos rins pelo <i>phantom</i> masculino (<math>\mu\text{Gy}</math>)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (<math>\text{cm}^2</math>)</b>	<b>15x15 (<math>\text{cm}^2</math>)</b>	<b>20x20 (<math>\text{cm}^2</math>)</b>
45	2,89 $\pm$ 0,01	5,50 $\pm$ 0,01	6,06 $\pm$ 0,01
50	3,18 $\pm$ 0,01	9,94 $\pm$ 0,01	10,93 $\pm$ 0,01
55	4,26 $\pm$ 0,01	12,08 $\pm$ 0,01	14,71 $\pm$ 0,01
60	5,57 $\pm$ 0,01	14,74 $\pm$ 0,01	20,47 $\pm$ 0,01
65	6,93 $\pm$ 0,01	16,38 $\pm$ 0,01	25,23 $\pm$ 0,01

### C.9 TIREOIDE

Tabela 54 – Valores de doses absorvidas na tireoide para o *phantom* feminino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida na tireoide pelo <i>phantom</i> feminino (<math>\mu\text{Gy}</math>)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo</b>		
	<b>10x10 (<math>\text{cm}^2</math>)</b>	<b>15x15 (<math>\text{cm}^2</math>)</b>	<b>20x20 (<math>\text{cm}^2</math>)</b>
45	1,82 $\pm$ 0,02	4,51 $\pm$ 0,01	5,92 $\pm$ 0,01
50	2,16 $\pm$ 0,02	9,01 $\pm$ 0,01	12,41 $\pm$ 0,01
55	2,84 $\pm$ 0,02	12,03 $\pm$ 0,01	15,22 $\pm$ 0,01
60	3,54 $\pm$ 0,01	15,05 $\pm$ 0,01	21,84 $\pm$ 0,01
65	4,76 $\pm$ 0,01	18,69 $\pm$ 0,01	29,56 $\pm$ 0,02

Tabela 55 – Valores de doses absorvidas na tireoide para o *phantom* masculino considerando diferentes tensões e tamanhos de campo.

<b>Dose absorvida na tireoide pelo <i>phantom</i> masculino (<math>\mu\text{Gy}</math>)</b>			
<b>Tensão (kV)</b>	<b>Tamanho de Campo (<math>\text{cm}^2</math>)</b>		
	<b>10x10</b>	<b>15x15</b>	<b>20x20</b>
45	1,82 $\pm$ 0,02	4,53 $\pm$ 0,01	5,90 $\pm$ 0,01
50	2,16 $\pm$ 0,02	8,97 $\pm$ 0,01	12,47 $\pm$ 0,01
55	2,84 $\pm$ 0,02	12,07 $\pm$ 0,01	15,22 $\pm$ 0,01
60	3,54 $\pm$ 0,01	15,03 $\pm$ 0,01	21,78 $\pm$ 0,01
65	4,78 $\pm$ 0,01	18,75 $\pm$ 0,01	29,62 $\pm$ 0,02

## ANEXO A – Descrição dos Macrocorpos

Tabela 56 – Macrocorpos – Parte I. Adaptada de (ARMSTRONG et al., 2018)

<b>Tipo de Macrocorpo</b>	<b>Número da Face</b>	<b>Descrição da Face</b>	<b>Ilustração</b>
<b>Caixa</b>			
BOX	1	Plano normal ao fim do vetor $A1_x \ A1_y \ A1_z$	
	2	Plano normal ao início do vetor $A1_x \ A1_y \ A1_z$	
	3	Plano normal ao fim do vetor $A2_x \ A2_y \ A2_z$	
	4	Plano normal ao início do vetor $A2_x \ A2_y \ A2_z$	
	5	Plano normal ao fim do vetor $A3_x \ A3_y \ A3_z$	
	6	Plano normal ao início do vetor $A3_x \ A3_y \ A3_z$	
<b>Paralelepípedo Regular</b>			
RPP	1	Plano $X_{max}$	
	2	Plano $X_{min}$	
	3	Plano $Y_{max}$	
	4	Plano $Y_{min}$	
	5	Plano $Z_{max}$	
	6	Plano $Z_{min}$	

Tabela 57 – Macrocorpos – Parte II. Adaptada de (ARMSTRONG et al., 2018)

Tipo de Macrocorpo	Número da Face	Descrição da Face	Ilustração
<b>Esfera</b>			
SPH		Considerado uma única face	
<b>Caixa</b>			
RCC	1	Superfície cilíndrica de raio $R$	
	2	Plano normal ao fim do vetor $H_x H_y H_z$	
	3	Plano normal ao início do vetor $H_x H_y H_z$	
<b>Cilindro elíptico reto</b>			
SPH	1	Cilindro elíptico	
	2	Plano normal ao fim do vetor $H_x H_y H_z$	
	3	Plano normal ao início do vetor $H_x H_y H_z$	

Tabela 58 – Macrocorpos – Parte III. Adaptada de (ARMSTRONG et al., 2018)

Tipo de Macrocorpo	Número da Face	Descrição da Face	Ilustração
<b>Prisma hexagonal reto</b>			
RHP ou HEX	1	Plano normal ao fim do vetor $A3_x \ A3_y \ A3_z$	
	2	Plano oposto à face 1	
	3	Plano normal ao fim do vetor $R_1 \ R_2 \ R_3$	
	4	Plano oposto à face 3	
	5	Plano normal ao fim do vetor $R_1 \ R_2 \ R_3$	
	6	Plano oposto à face 5	
	7	Plano normal ao fim do vetor $H_1 \ H_2 \ H_3$	
	8	Plano normal ao início do vetor $H_1 \ H_2 \ H_3$	
<b>Poliedro arbitrário</b>			
ARB	1	Plano definido pelas vértices da face $f_1$	
	2	Plano definido pelas vértices da face $f_2$	
	3	Plano definido pelas vértices da face $f_3$	
	4	Plano definido pelas vértices da face $f_4$	
	5	Plano definido pelas vértices da face $f_5$	
	n	Plano definido pelas vértices da face $f_n$	

Tabela 59 – Macrocorpos – Parte IV. Adaptada de (ARMSTRONG et al., 2018)

Tipo de Macrocorpo	Número da Face	Descrição da Face	Ilustração
Elipsoide			
ELL	1	Plano normal ao fim do vetor $A1_x \ A1_y \ A1_z$	
	2	Plano normal ao início do vetor $A1_x \ A1_y \ A1_z$	
	3	Plano normal ao fim do vetor $A2_x \ A2_y \ A2_z$	
	4	Plano normal ao início do vetor $A2_x \ A2_y \ A2_z$	
	5	Plano normal ao fim do vetor $A3_x \ A3_y \ A3_z$	
	6	Plano normal ao início do vetor $A3_x \ A3_y \ A3_z$	
TRC		Considerado uma única face	