



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares

Ester Maria Rodrigues de Andrade

**DESENVOLVIMENTO DE UM FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E
ANTROPOMÉTRICO FEMININO DE CORPO INTEIRO EM IMPRESSÃO 3D PARA
CALIBRAÇÃO DE UM SISTEMA CONTADOR DE CORPO INTEIRO**

Belo Horizonte

2024

Ester Maria Rodrigues de Andrade

**DESENVOLVIMENTO DE UM FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E
ANTROPOMÉTRICO FEMININO DE CORPO INTEIRO EM IMPRESSÃO 3D PARA
CALIBRAÇÃO DE UM SISTEMA CONTADOR DE CORPO INTEIRO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares, área de concentração: Ciências da Radiação.

Orientadora: Profa. Dra. Telma Cristina Ferreira Fonseca

Coorientadores: Dr. Bruno Melo Mendes
Dr. Lucas Paixão

Belo Horizonte

2024

A553d

Andrade, Ester Maria Rodrigues de.

Desenvolvimento de um fantoma antropomórfico e antropométrico feminino de corpo inteiro em impressão 3D para calibração de um sistema contador de corpo inteiro [recurso eletrônico] / Ester Maria Rodrigues de . - Andrade. - 2024.

1 recurso online (132 f. : il., color.) : pdf.

Orientadora: Telma Cristina Ferreira Fonseca.

Coorientadores: Bruno Melo Mendes, Lucas Paixão Reis.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Apêndices: f. 119-132.

Bibliografia: f. 104-117.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radiação - Dosimetria - Teses. 3. Impressão 3D - Teses. 4. Detectores nucleares de corpo inteiro - Teses. 5. Calibração - Teses. 6. Medicina nuclear - Teses. I. Fonseca, Telma Cristina Ferreira. II. Mendes, Bruno Melo. III. Reis, Lucas Paixão. IV. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. V. Título.

CDU: 621.039(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES



ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA ESTER MARIA RODRIGUES DE ANDRADE

Realizou-se, no dia 15 de janeiro de 2024, às 13:30 horas, Seminário 1010 do Bloco de Ligação da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, a 451ª defesa de dissertação, intitulada *DESENVOLVIMENTO DE UM FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E ANTROPOMÉTRICO FEMININO DE CORPO INTEIRO EM IMPRESSÃO 3D PARA CALIBRAÇÃO DE UM SISTEMA CONTADOR DE CORPO INTEIRO*, apresentada por ESTER MARIA RODRIGUES DE ANDRADE, número de registro 2022666121, graduada no curso de TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, à seguinte Comissão Examinadora: Prof.ª Telma Cristina Ferreira Fonseca - Orientadora (Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG), Dr. Bruno Melo Mendes (CDTN/CNEN), Prof. Lucas Paixão Reis (Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG), Dra. Maria José Neves (CDTN/CNEN), Dr. Carlos Julio Montaña Valencia (Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG).

A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

De acordo com o Art.67 do Regulamento do PCTN e Art.82 das NGPG da UFMG, o candidato somente obterá o Diploma de Mestre após apresentar ao Colegiado do PCTN a versão final da dissertação em conformidade com as indicações da Comissão Examinadora. Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão. Belo Horizonte, 15 de janeiro de 2024.

Prof.ª Telma Cristina Ferreira Fonseca - Orientadora (Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG)

Dr. Bruno Melo Mendes (CDTN/CNEN)

Prof. Lucas Paixão Reis (Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG)

Dra. Maria José Neves (CDTN/CNEN)

Dr. Carlos Julio Montaña Valencia (Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG)

Dedico ao meu marido e à minha família, que sempre acreditaram em mim, mesmo quando eu não pude.

AGRADECIMENTOS

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais, pelos recursos e local de trabalho concedidos.

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear pelo espaço e recursos de pesquisa para a realização deste trabalho.

À Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de mestrado que me possibilitou realizar este estudo.

À Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro aos projetos APQ-01388-21 da Prof. Telma Fonseca e APQ-0358-18 do Prof. Dr. Bruno Mendes.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro ao projeto 40303/2022-3 do grupo de pesquisa do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), o qual essa pesquisa também faz parte.

Ao Laboratório de Irradiação Gama do CDTN pela irradiação das amostras.

Agradeço especialmente à minha orientadora Dra. Telma Fonseca por toda ajuda, apoio e sua constante luta por uma ciência justa, de qualidade e colaborativa. Obrigada por catapultar carreiras e fazer isso por amor.

Ao meu coorientador Dr. Bruno Melo Mendes pelo ensinamento, apoio e incentivo de sempre. Você é a pessoa e pesquisador no qual vale a pena se espelhar e almejar ser parecido. Obrigada por tudo.

Ao Dr. Lucas Paixão pela parceria durante toda essa pesquisa, e antes dela também. É uma honra publicar juntamente com meu ex-professor de graduação. Se estou na pesquisa hoje, você foi um impulsionador.

Aos meus amigos Bianca Viana e Guilherme Cavalcante, pois passar por todo o processo do mestrado sem vocês teria sido muito mais difícil. Vocês sempre são a luz no fim do túnel, obrigada!

Aos colegas e amigos do grupo de pesquisa *Monte Carlo Modeling Expert Group* (MCMEG) pelo compartilhamento de ideias, resultados, sugestões e apoio. Agradecimento especial ao Lucas Araújo pelas simulações computacionais com o código TOPAS da gelatina balística.

À Hirys Salles, pela ajuda nos passos finais dessa parte da pesquisa. Você será uma pesquisadora incrível.

Aos colegas de pesquisa em dosimetria interna do Laboratório de Dosimetria Interna do CDTN.

Aos colegas da Seção de Dosimetria das Radiações, especialmente do Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN pela ajuda em todos os momentos em que foram necessários.

À minha família, pois nesse filme chamado vida, vocês estão nas cenas mais importantes, obrigada por tudo.

A mim, que permaneceu.

*“A vida é uma escultura que você molda ao
cometer erros e aprender com eles.”*

Kim Namjoon

RESUMO

Os Contadores de Corpo Inteiro (CCI) são empregados na dosimetria interna para monitoração *in vivo*. Os procedimentos de calibração de um sistema CCI abrangem a medição de um fantoma físico contendo uma fonte radioativa certificada de atividade conhecida. Este estudo tem como objetivo a elaboração de um fantoma físico antropomórfico e antropométrico feminino, em impressão 3D, para a calibração de sistemas CCI, visando à redução das incertezas associadas ao referido sistema. O fantoma feminino computacional de referência do ICRP, agora denominado RFPID (do inglês, *Reference Female Phantom for Internal Dosimetry*), foi produzido utilizando filamento PLA (do inglês, *Polylactic Acid*), com interior oco para ser preenchido com gel balístico. Embora o gel balístico seja amplamente adotado como tecido-equivalente em estudos balísticos, sua caracterização em termos de composição química, propriedades físicas e radiológicas, ainda carece de uma definição que o certifique como um tecido substituto ideal para dosimetria. Foram conduzidos testes no gel balístico para determinar sua densidade e coeficientes de atenuação. Este gel foi então comparado com músculo, água, polimetilmetacrilato (PMMA) e com os dados dos coeficientes de atenuação do NIST XCOM, com base em sua composição. O RFPID foi posteriormente modelado e simulado utilizando o código MCNP6.2, preenchido com gel balístico e inserido em um CCI equipado com um detector cintilador NaI(Tl) 8"x4" previamente validado. A simulação foi repetida utilizando o RCP_AF da ICRP-110 para fins de comparação. Os resultados deste estudo indicam que o RFPID, produzido em PLA e preenchido com gel balístico, pode ser utilizado como fantoma de calibração para sistemas de contadores de corpo inteiro. A validação experimental com o modelo físico é necessária para confirmar os resultados quando o simulador estiver preenchido com gel balístico contendo fonte de Eu-152. Assim, os trabalhos futuros visam adicionar Eu-152 ao gel balístico para preencher os 16 compartimentos do RFPID, possibilitando a calibração do CCI do LDI/CDTN/CNEN em Minas Gerais, Brasil.

Palavras-chave: fantoma de calibração; contador de corpo inteiro; dosimetria interna; impressão 3D; gel balístico.

ABSTRACT

Whole-body counters (WBCs) are used in internal dosimetry for *in vivo* monitoring bioassays. The calibration processes of a WBC setup include measuring a physical phantom filled with a certified radioactive source. The aim of this study was to develop an anthropomorphic and anthropometric female physical phantom for calibrating WBC systems to reduce associated uncertainties in the system. The ICRP's Reference Female Phantom for Internal Dosimetry (RFPID), previously referred to as the ICRP female computational phantom, was 3D-printed using PLA filament and hollow inside to be filled with ballistic gel. Ballistic gel is widely implemented as tissue equivalent for ballistic studies; however, it still lacks comprehensive characterization in terms of chemical composition, physical, and radiological properties to designate it as an ideal substitute tissue for dosimetry. Tests were conducted on the ballistic gel to determine its density and attenuation coefficients. The gel was then compared with muscle, water, PMMA, and NIST XCOM attenuation coefficient data based on its composition. The RFPID was subsequently modeled and simulated using the MCNP6.2 code, filled with ballistic gel, and placed in a WBC equipped with a previously validated NaI(Tl) 8"x4" scintillator detector. The simulation was repeated using the ICRP-110 RCP_AF for comparison purposes. The study findings indicate that the RFPID printed in PLA and filled with ballistic gel may serve as a calibration phantom for whole-body counter systems. However, experimental validation with the physical model is necessary to confirm the results when the simulator is filled with ballistic gel containing an Eu-152 source. Therefore, future work aims to add Eu-152 to the ballistic gel to fill the 16 compartments of the RFPID, which will be used for calibrating the LDI/CDTN/CNEN WBC in Minas Gerais, Brazil.

Keywords: calibration phantom; whole-body counter; internal dosimetry; 3D-printing; ballistic gel.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Os três principais processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do meio material.....	31
Figura 2. Sistemas CCI em instituições brasileiras.....	35
Figura 3. Sistemas CCI em instituições internacionais.....	36
Figura 4. Tipos de geometria de contagem em sistemas CCI.....	39
Figura 5. Diferença espectros dos detectores iodeto de sódio e germânio.....	42
Figura 6. Estrutura de banda de um cristal cintilador ativado.....	44
Figura 7. Esquema de funcionamento de uma fotomultiplicadora.....	45
Figura 8. Definição da resolução em energia de um detector.....	46
Figura 9. Curva de eficiência de calibração em energia.....	48
Figura 10. Simuladores físicos BOMAB, EMMA e UP-02T.....	51
Figura 11. Processo de desenvolvimento do RFPID.....	63
Figura 12. Desenho esquemático do setup de teste de atenuação.....	67
Figura 13. Setup do experimento de atenuação.....	68
Figura 14. Modelo de amostra pós gelificação.....	69
Figura 15. Setup experimental para teste de atenuação do gel balístico.....	70
Figura 16. Imagens do RFPID.....	72
Figura 17. Posicionamento dos fantasmas RFPID e RCP_AF no CCI.....	75
Figura 18. Exemplo de uma peça do RFPID.....	77
Figura 19. Fantoma de corpo inteiro RFPID.....	78
Figura 20. Teste de vazamento da peça impermeabilizada com emborrachamento spray e vedada com cola de poliuretano.....	80
Figura 21. Teste de vazamento da peça impermeabilizada com resina epóxi e vedada com cola silicone acético.....	81
Figura 22. Peças de acompanhamento de perda de massa em função do tempo...	82
Figura 23. Gráfico da perda de massa da peça final em função do tempo.....	82
Figura 24. Gráfico da densidade do PLA com 25% de preenchimento.....	85
Figura 25. Gráfico dos coeficientes de atenuação linear do PLA com 25% de preenchimento.....	86
Figura 26. Gráfico dos coeficientes de atenuação linear do gel balístico comparados ao músculo, água, PMMA e aos coeficientes obtidos pelo NIST XCOM.....	88

Figura 27. Proliferação microbiana nas amostras do Grupo 1.....	92
Figura 28. Amostras do Grupo 2 no decorrer do tempo após irradiação	94
Figura 29. Curvas de eficiência para o RFPID e RCP_AF em função da energia....	97
Figura 30. Comparação das curvas de eficiência em função da energia com os do trabalho de Paiva et al (2016)	99

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Fator de qualidade da radiação	26
Tabela 2. Interações de partículas carregadas com a matéria	29
Tabela 3. Resumo das interações das radiações eletromagnéticas com a matéria .	31
Tabela 4. Simuladores aplicados em calibração de sistemas de monitoração <i>in vivo</i>	52
Tabela 5. Principais características do RCP_AF/ICRP	60
Tabela 6. Parâmetros de fatiamento para impressão do RFPID.....	64
Tabela 7. Composição elementar e densidade do material utilizado nas simulações.	73
Tabela 8. Densidade do PLA com 25% de preenchimento.....	84
Tabela 9. Coeficientes de atenuação linear do PLA 25% de preenchimento em comparação ao músculo	86
Tabela 10. <i>Coeficientes de atenuação linear do músculo da ICRU comparados aos do gel balístico (Grupo 1 e Grupo 2, experimentalmente calculado neste trabalho), à água e ao PMMA</i>	89
Tabela 11. Comparação dos coeficientes de atenuação linear experimentais e computacionais com o NIST XCOM.....	91
Tabela 12. Resultados da eficiência (ϵ) do RFPID e RCP_AF para diferentes fótons monoenergéticos.....	96

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CCI – Contador de Corpo Inteiro

BOMAB – *Bottle Manekin Absorber Phantom*

DEC – Dose Efetiva Cometida

ICRP – *International Commission on Radiation Protection*

ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*

FDM – *Fusion Deposition Modelling*

FWHM – *Full Width at Half Maximum*

HPGe – Detector semiconductor de Germânio Hiper Puro

MCNP – *Monte Carlo N-Particle Transport Code*

Nal(Tl) – Detector cintilador Iodeto de Sódio dopado com Tálcio

NIST – *National Institute of Standards and Technology*

PLA – *Polylactic Acid*

PMMA – Polimetilmetacrilato

RFPID – *Reference Female Phantom for Internal Dosimetry*

RCP_AF – *Adult Female Reference Computational Phantom*

RCP_AM – *Adult Male Reference Computational Phantom*

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
1.1 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	21
2 OBJETIVOS	23
2.1 OBJETIVO GERAL	23
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	23
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	24
3.1 GRANDEZAS E UNIDADES DE MEDIDA	24
3.2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	26
3.2.1 INTERAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS	27
3.2.2 INTERAÇÃO DE FÓTONS	29
3.3 DOSIMETRIA INTERNA DE RADIONUCLÍDEOS	32
3.3.1 LABORATÓRIOS DE DOSIMETRIA INTERNA	37
3.3.1.1 Geometria de contagem	38
3.3.1.2 Sistema de detecção	40
3.3.1.3 Detector NaI(Tl) e calibração	43
3.3.1.4 Simuladores físicos ou fantomas	50
3.3.2 TECIDO SUBSTITUTOS PARA DESENVOLVIMENTO DE FANTOMAS	52
3.4 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL COM MÉTODO MONTE CARLO	54
3.4.1 MODELAGEM E SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DE SISTEMAS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL	56
3.5 TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D	57
3 METODOLOGIA	59
1 DESENVOLVIMENTO DO FANTOMA	59
3.4.1 PÓS-PROCESSAMENTO	64
4.2 FILAMENTO DE IMPRESSÃO	65
4.2.1 ESTUDO DA DENSIDADE DO MATERIAL	65
4.2.2 ESTUDO DA ATENUAÇÃO DO PLA	66
4.3 PRODUÇÃO E TESTES DO GEL BALÍSTICO	69
4.3.1 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	71
4.4 MODELAGEM E SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO RFPID	71
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	76
5.1 DESENVOLVIMENTO DO FANTOMA	76
4.4.1 PÓS PROCESSAMENTO	80
5.2 FILAMENTO DE IMPRESSÃO	83
5.3 GEL BALÍSTICO	87
5.4 MODELAGEM E SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO RFPID	95
5 CONCLUSÃO	100
6 PERSPECTIVAS FUTURAS	103
REFERÊNCIAS	104
APÊNDICE I	119

1. INTRODUÇÃO

O Contador de Corpo Inteiro (CCI) é um sistema de monitoração *in vivo* de dosimetria interna para detecção de exposição interna a fontes radioativas, tanto de indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) quanto de indivíduos do público, em cenários de monitoramento e/ou acidentes nucleares ou radiológicos (Paquet, 2022; Paquet *et al.*, 2015). Para detectar radiação gama proveniente dos radionuclídeos internos ao corpo humano, esses sistemas normalmente utilizam principalmente detectores do tipo cintiladores podendo ser o iodeto de sódio (NaI(Tl)) ou semicondutores por exemplo o de germânio hiper puro (HPGe) (Dantas, 1998; Dantas *et al.*, 2011). O CCI, geralmente, compreende em uma sala blindada com uma cama ou cadeira para posicionamento do indivíduo, com um ou mais detectores de radiação, montados de forma a criar uma geometria de contagem (*setup*) e uma estação de trabalho com um software de aquisição e análises de dados para o monitoramento individual. O *setup* de monitoramento inclui a posição do indivíduo em relação do detector e tem um impacto direto nas medições, bem como o tamanho (peso e altura) do indivíduo e as características do detector (Bhati *et al.*, 2012; Fonseca *et al.*, 2014; Fonseca *et al.*, 2014; Mendes *et al.*, 2016). Portanto, a calibração adequada dos sistemas de monitoração individual em termo de sua eficiência de contagem é de suma importância para garantir medidas mais precisas e confiáveis da atividade incorporada ao indivíduo exposto e conseqüentemente da dose efetiva cometida.

Para a calibração dos sistemas de monitoramento individual, há dois principais processos: (1) a calibração em energia que permite reconhecer o radionuclídeo pela sua gama característica e o procedimento de (2) calibração em eficiência. Este último é tradicionalmente elaborado experimentalmente para correlacionar a taxa de contagem registrada pelo detector com uma atividade padronizada de um ou mais radionuclídeos incluídos num modelo físico (fantoma) antropomórfico de interesse. Estes modelos são muitas vezes desenvolvidos de forma a reproduzir um cenário de monitoração levando em consideração os aspectos geométricos do *setup* experimental. Nesse caso, são utilizados com fontes

radioativas certificadas de referência contendo atividades conhecidas e distribuídas uniformemente dentro do modelo.

Esses modelos podem ser de corpo inteiro (ANSI, 1999; Kovtun *et al.*, 2000; Lebacqz *et al.*, 2011; Paiva *et al.*, 2017) ou de partes específicas do corpo como, a cabeça, a tireóide ou torso (M. A. López *et al.*, 2019; Manríquez *et al.*, 2016; T. S. Moratelli *et al.*, 2021; Snyder & Traub, 2010; Vital *et al.*, 2019; Zeman *et al.*, 2009). Embora tais modelos físicos de corpo inteiro cumpram adequadamente a finalidade a que se destinam (Ferreira *et al.*, 2023), a sua configuração geométrica desvia-se significativamente da anatomia humana do público em geral. Eles consistem principalmente em formas cilíndricas, quadradas e retangulares que representam cabeça, tórax, abdômen, pelve, coxas, pernas e braços. Portanto, esse fato deve ser levado em consideração ao interpretar os dados obtidos no processo de calibração quando utilizado esses tipos de fantomas. Os componentes apendiculares do BOMAB (do inglês, *Bottle Manekin Absorber Phantom*), por exemplo, como braços, podem causar inconsistências de medição quando posicionados de forma diferente a cada medição e seu formato dificilmente pode ser correlacionado ao corpo de um indivíduo do público (Bento *et al.*, 2012; Bhati *et al.*, 2012).

A calibração de sistemas de contadores de corpo inteiro em termos experimentais carece de uma abordagem consistente, uma vez que os fantomas físicos de corpo inteiro atualmente disponíveis não são padronizados (G. H. Kramer & Inn, 1991). Outro problema é que esses simuladores são caros e podem não ser facilmente adquiridos por todos os serviços de monitorização *in vivo*. Sabe-se que fantomas de corpo inteiro anatomicamente precisos oferecem uma abordagem mais promissora para aprimorar metodologias de calibração, facilitando uma simulação precisa levando em consideração a forma humana e reduzindo as incertezas associadas à medição.

O processo de calibração em eficiência de contagem de um CCI pode ser também executado computacionalmente, usando fantomas computacionais (Clarke *et al.*, 1991). Assim como os fantomas físicos, os computacionais devem replicar as características do corpo e tecidos humanos, como a forma, tamanho, densidade e

coeficientes de atenuação (ICRU, 1992) para fins de calibração. Existem diversos simuladores computacionais utilizados para calcular os coeficientes de calibração em eficiência de um CCI (Cristy & Eckerman, 1987; Ferreira *et al.*, 2023; Fonseca *et al.*, 2014; Fonseca *et al.*, 2014; ICRP, 2009, 2020; ICRU, 1992; Kim *et al.*, 2008; R. Kramer *et al.*, 2003, 2004; Park *et al.*, 2021). Eles são desenvolvidos baseando-se nos modelos de homem, mulher e crianças de referência da ICRP.

Os códigos computacionais que utilizam o método matemático de Monte Carlo são ferramentas amplamente validadas e extensivamente aplicadas em estudos em diversas áreas de pesquisas e principalmente na etapa de calibração em eficiência de contadores de corpo inteiro, conforme demonstrado por Bhati *et al.* (2012), Ferreira *et al.* (2023), Fonseca *et al.* (2014a, b), Takahashi *et al.* (2011) e Park *et al.* (2021). Foi definido pela ICRP um homem de referência como tendo 1,70 m de altura de 70 kg de massa e uma mulher de referência com 1,60 m de altura de 60 kg de massa. Na *ICRP Publication-110* (ICRP, 2009) foram disponibilizados os fantasmas computacionais de referência, voxelizados, masculino e feminino e que podem ser usados para calcular parâmetros dosimétricos diversos. Mais recentemente, os fantasmas de referência foram também dispostos em modelo *mesh*, ou malha, na *ICRP Publication-145* (ICRP, 2020) e podem ser usados para as mesmas aplicações.

Existem diversas tecnologias de impressão 3D disponíveis que permitem o desenvolvimento de fantasmas antropomórficos e zoomórficos personalizados para diversos fins, como dosimetria em radiodiagnóstico, terapia, proteção radiológica, controle de qualidade de equipamentos e ambientes cirúrgicos. Vários estudos já foram realizados com o objetivo de produzir fantasmas antropomórficos e antropométricos para dosimetria em radiodiagnóstico humano (Almeida *et al.*, 2021; Badiuk *et al.*, 2022; Cerviño *et al.*, 2017; Halloran *et al.*, 2021; Kiss *et al.*, 2022; T. Moratelli *et al.*, 2021; Pereira *et al.*, 2022; Tillery *et al.*, 2022; Tino *et al.*, 2019; Winslow *et al.*, 2009). Além disso, há trabalhos publicados acerca do desenvolvimento de simuladores zoomórficos para dosimetria e garantia de qualidade em radiologia em múltiplas modalidades utilizando a técnica 3D (Andrade, Ferreira, *et al.*, 2023; Esplen *et al.*, 2019; Lascaud *et al.*, 2022; Price *et al.*, 2020;

Soultanidis *et al.*, 2019; H. Zhang *et al.*, 2018). Resultados satisfatórios foram publicados em pesquisas sobre o desenvolvimento de fantasmas de calibração de tireoide (Manríquez *et al.*, 2016; Moratelli *et al.*, 2021) e rins (Tran-Gia *et al.*, 2016) utilizando impressão 3D.

Os materiais ideais para a construção de tais simuladores físicos devem assemelhar-se aos tecidos humanos em suas formas anatômicas, distribuição de massa, composição elementar e densidade de massa. Deve também imitar o tecido corporal no que diz respeito à sua interação com a radiação ionizante dentro da faixa de energia apropriada para a finalidade pretendida para se qualificar como um tecido substituto (ICRU, 1989). A representação precisa do tecido é fundamental para cálculos e calibrações precisas de doses, que são componentes críticos da proteção radiológica e da dosimetria médica. Determinar os coeficientes de atenuação do material com precisão é um fator importante na avaliação de materiais tecido substitutos. Segundo a ICRU (ICRU, 1989, 1992), um material é considerado tecido equivalente se os seus coeficientes de atenuação linear corresponderem aos dos tecidos humanos numa faixa de energia específica a sua aplicação. Outros critérios listados no *Report-44* da ICRU (ICRU, 1989) para interações de radiação em materiais tecido-equivalentes incluem o seguinte: seções de choque para partículas carregadas e não carregadas; coeficientes de atenuação de mássico e de absorção de energia para partículas sem carga; e *stopping power* mássico total, transferência de energia linear e poder de espalhamento mássico para partículas carregadas.

Várias técnicas experimentais e métodos teóricos são utilizados para calcular com precisão os coeficientes de atenuação de um material. As abordagens experimentais compreendem a medição da transmissão, dispersão e absorção utilizando fontes de radiação que possuem espectros de energia bem definidos (Jayachandran, 1971; Jusufbegović *et al.*, 2022; Savi *et al.*, 2021). Abordagens teóricas, incluindo simulações de Monte Carlo e modelos analíticos, oferecem ferramentas complementares para prever o comportamento de atenuação (Böke, 2014; Tekin *et al.*, 2017). Estas técnicas fornecem informações sobre as características dos materiais em várias energias de radiação e são importantes para avaliar a tecido-equivalência dos materiais.

No Laboratório de Dosimetria Interna do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (LDI/CDTN), pesquisadores desenvolveram um fantoma de calibração de corpo inteiro masculino de referência utilizando garrafas PET em sua produção, nomeado como PET-BOMAB (Paiva *et al.*, 2017). Em sequência, foi desenvolvido também um fantoma de cabeça usando diversos materiais tecido-equivalentes para osso, cérebro e músculo. O objetivo principal foi calibrar o CCI para setup de cabeça para monitoração de IOE do serviço de produção de radiofármacos para medicina nuclear (Vital *et al.*, 2019). O presente estudo faz parte desse mesmo projeto e visa produzir um novo fantoma de corpo inteiro feminino nas exatas proporções em tamanho e forma da referência da ICRP-110 (ICRP, 2009), com a finalidade de reduzir as incertezas associadas a esses fatores durante a calibração de um CCI.

Fonseca *et al.* (Fonseca *et al.*, 2014), no SCK-CEN (do holandês, *Studiecentrum voor de Toepassingen van de Kernenergie*) da Bélgica, desenvolveu uma biblioteca de fantasmas do tipo mesh para estudo do efeito dos tamanhos e formas nas medições *in vivo*. Nela, além de modelos em posição supina, como a maioria disponibilizada pelos órgãos oficiais, é possível encontrar variadas posições em outros setups, como o de cadeira. Os modelos masculino e feminino adultos foram os primeiros a serem criados (Fonseca *et al.*, 2014). Como resultado, concluíram que tamanho e forma influenciam significativamente na atenuação da radiação nos setups de monitoração com CCI (Fonseca *et al.*, 2014). Dantas (1998) também cita que a diferença entre as características do simulador antropomórfico usado para calibração e o indivíduo monitorado como um dos fatores de erro sistemático em sistemas de monitoração *in vivo*. Isso demonstra como esses fatores influenciam na eficiência de contagem e como fantasmas anatomicamente precisos permitem uma redução nas incertezas associadas a monitoração *in vivo*.

O objetivo desse projeto de pesquisa é utilizar a impressão 3D para construir um fantoma físico feminino de tamanho real e utilizando materiais de baixo custo, baseado no modelo computacional de referência da ICRP-110 (ICRP, 2009), com o propósito de calibrar sistemas CCI. O fantoma físico desenvolvido e apresentado nesse trabalho, nomeado como *Reference Female Phantom for Internal Dosimetry*

(RFID), foi desenvolvido utilizando como referência o fantoma feminino computacional da ICRP-110 (ICRP, 2009) e consistiu na impressão 3D do corpo inteiro com filamento de ácido polilático (PLA). Devido ao tamanho real do fantoma, esse foi dividido em 16 compartimentos com interior oco objetivando o preenchimento com um material tecido-equivalente por exemplo, um gel balístico que deve ser misturado com uma fonte radioativa, certificada de Eu-152 de atividade conhecida.

O gel balístico é um tecido-equivalente bem estabelecido na área de pesquisa balística devido à sua capacidade de emular os atributos mecânicos do tecido humano como o impacto ou penetração (Carr *et al.*, 2018; Kerkhoff *et al.*, 2022). Com relação a sua aplicação em fantasmas, Özdemir *et al.* (2019) investigaram o uso de gel balístico para fantoma de treinamento de estudantes em ultrassonografia e os resultados demonstraram-se promissores. Embora extensivamente estudado em outras áreas, a caracterização radiológica completa do gel balístico como tecido substituto permanece pouco explorada. A pesquisa nesta área é crucial para aumentar a precisão e confiabilidade dos materiais para uso em dosimetria e calibração. Portanto, neste estudo foi também avaliada a adequação do gel balístico como um potencial material tecido-equivalente no desenvolvimento de fantasmas físicos para calibração de sistema de contador de corpo inteiro, por meio de testes experimentais e computacionais.

1.1 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho está estruturado em sete capítulos, o primeiro é a introdução e, no capítulo dois, são apresentados o objetivo geral e os objetivos específicos desta pesquisa. O capítulo três apresenta a fundamentação teórica com os principais conceitos e definições importantes para o entendimento dessa pesquisa. Aqui será descrito as unidades e grandezas, conceitos de interação da radiação com a matéria e o tecido biológico, dosimetria interna e os sistemas de monitoração *in vivo*, também sobre a calibração desses sistemas e os fantasmas utilizados para tal, além

de conceitos em impressão 3D. No capítulo quatro, é apresentada a metodologia desenvolvida nessa dissertação, ou seja, tudo que tange o desenvolvimento, execução, produção e pós processamento do fantoma nomeado como *Reference Female Phantom for Internal Dosimetry* (RFPID) bem como, a produção e os testes realizados para estudar a atenuação da radiação no gel balístico. É também apresentado diversas modelagens e simulações computacionais do RFPID preenchido com o gel balístico para fins de comparação com o modelo heterogêneo da ICRP-110. Os resultados e discussão dos achados estão discorridos no capítulo cinco, seguido das conclusões gerais no capítulo seis e, finalmente, algumas perspectivas futuras dessa pesquisa são apresentadas no capítulo sete.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

O objetivo desse trabalho é desenvolver um fantoma físico feminino antropomórfico e antropométrico de corpo inteiro, em impressão 3D, para calibração do sistema contador de corpo inteiro do Laboratório de Dosimetria Interna do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (LDI/CDTN) usando como base o fantoma computacional de voxel feminino de referência da ICRP (ICRP-110).

2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos alcançados nesse trabalho são:

- Desenvolver peças imprimíveis de um fantoma a partir da manipulação das imagens do fantoma computacional de voxel de referência da ICRP-110 (ICRP, 2009);
- Estabelecer os melhores materiais para a impermeabilização e vedação completa das peças a fim de evitar riscos de vazamentos de material radioativo;
- Produzir e testar a atenuação do gel balístico como um material tecido-equivalente;
- Avaliar o RFPID como um modelo físico potencial para calibração de sistema CCI por meio de simulações computacionais utilizando o código MCNP (“MCNP® User’s Manual Code Version 6.2”, 2017) e comparações com resultados de literatura.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo, serão apresentados os fundamentos teóricos que embasam e fundamentam a investigação em foco, fornecendo uma visão abrangente do estado atual do conhecimento na área. A estrutura deste capítulo foi elaborada de modo a proporcionar uma compreensão abrangente dos fundamentos teóricos que servirão de base para a análise e interpretação dos resultados obtidos ao longo deste trabalho. A organização das informações visa fornecer uma base sólida para a construção do argumento que sustenta a pesquisa e suas conclusões, identificar lacunas e justificar a relevância e originalidade desta investigação em relação ao contexto acadêmico e científico.

3.1 GRANDEZAS E UNIDADES DE MEDIDA

Quando se trata de radiação, a definição de suas unidades e grandezas é feita a partir da correlação entre grandezas radiológicas associadas ao campo de radiação com outra grandeza do sistema tradicional de medidas, como tempo e área. Assim é possível inferir grandezas como Atividade e Fluência. Ao relacionar a interação da radiação com um meio material e a quantidade de energia ali depositada é possível obter as chamadas grandezas dosimétricas, como a dose absorvida. De outro modo, quando são levadas em consideração as consequências deletérias da radiação no organismo humano, são introduzidos fatores de ponderação para associar as grandezas dosimétricas limitantes como, a dose equivalente, dose equivalente no órgão, dose efetiva, dose efetiva comprometida. Existem também as chamadas grandezas operacionais, aplicadas em proteção radiológica na monitoração ambiental e de monitoração pessoal, como é o caso do equivalente de dose ambiente e equivalente de dose pessoal.

As instituições internacionais que definem as grandezas, suas relações e unidades são a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, do inglês *International Commission on Radiation Protection*) e a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU, do inglês *International Commission on Radiation Units and Measurements*). A primeira faz recomendações sobre

grandezas limitantes e, a segunda, sobre as grandezas básicas e operacionais. No Brasil, a principal norma de aplicação das grandezas radiológicas é da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão de regulamentação na área nuclear do Brasil. As suas principais prerrogativas acerca do assunto se encontram na norma CNEN NN 3.01 de 2014 “Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica” e suas Posições Regulatórias complementares (CNEN, 2014). Abaixo são descritas as grandezas e suas definições no campo da dosimetria das radiações de acordo com as normas ICRP-103 (ICRP, 2007a) e CNEN NN 3.01.

Atividade (A) – número de decaimentos, ou transformações nucleares, de uma fonte radioativa por unidade de tempo. No Sistema Internacional de medidas, é dado por becquerel ($\text{Bq} = \text{s}^{-1}$).

Atividade Incorporada (I) – aplicada em dosimetria interna, a atividade incorporada refere-se à atividade de um radionuclídeo incorporado internamente por um indivíduo por meio trato respiratório, gastrointestinal ou pela pele. Pode ser aguda ou crônica, no primeiro caso trata-se de uma ingestão ou inalação única e, a segunda, de uma incorporação durante um período específico (ICRP, 2007a).

Dose Absorvida (D) – relação entre a média de energia de radiação depositada em um material por unidade de massa, em um ponto de interesse. É dada em joule por quilograma (J.kg^{-1}), conhecida como *gray* (Gy).

Dose Equivalente (H) – é o produto de D por Q em um ponto, sendo D a dose absorvida no tecido e Q o fator de qualidade da radiação específica do estudo. A **Tabela 1** fornece os fatores de peso de acordo com a radiação. Essa grandeza é dada em Joule por quilograma (J.kg^{-1}), em *sievert* (Sv).

Tabela 1. Fator de qualidade da radiação

Tipo de Radiação	Fator de qualidade Q
Raios X, Radiação γ e elétrons	1
Prótons e partículas com uma (1) unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia desconhecida	10
Nêutrons com energia desconhecida	20
Radiação α e demais partículas com carga superior a uma (1) unidade de carga	20

Fonte: Adaptado ICRP, 1991

Dose Efetiva (E) – soma das doses equivalentes no tecido ponderada pelo fator de peso do tecido ou órgão, w_T . É dada em Joule por quilograma ($J.kg^{-1}$), em *sievert* (Sv). Os fatores de ponderação dos órgãos são encontrados na ICRP-27 e ICRP-60.

Dose Efetiva Comprometida $E(\tau)$ – usado em dosimetria interna em casos de contaminação, é dada como a soma dos produtos das doses equivalentes em órgãos ou tecidos comprometidas e os fatores de ponderação tecidual (w_T) apropriados, onde τ é o tempo de integração em anos após a ingestão. O período de compromisso é de 50 anos para adultos e de 70 anos para crianças.

Cada uma dessas grandezas desempenha um papel importante em diferentes áreas da física das radiações, radiobiologia e dosimetria, fornecendo uma base sólida para a avaliação e quantificação dos efeitos da radiação em materiais biológicos. Elas não apenas auxiliam na compreensão das interações radiação com a matéria, mas também são essenciais na determinação da dose absorvida em diferentes contextos de aplicação.

3.2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

As radiações podem ser classificadas em duas categorias: não ionizante e ionizante. As radiações ionizantes são capazes de causar ionização em um átomo ou molécula, arrancando elétrons de suas camadas, caso contrário, é considerada

não ionizante. Podem ser subdivididas em radiações eletromagnéticas ou corpusculares, carregadas ou não carregadas. As radiações eletromagnéticas são constituídas de campos elétricos e campos magnéticos oscilantes perpendiculares entre si, não possuem carga ou massa, consistindo em ondas com amplitudes, frequências (ν), velocidades e comprimentos de onda (λ) específicos. Exemplo dessas radiações são os raios X e gama. Por outro lado, a radiação corpuscular é composta por partículas ou núcleos atômicos, incluindo elétrons, pósitrons, prótons e nêutrons. Dentre esses, apenas o nêutron é uma partícula não carregada. As radiações ionizantes são tipicamente classificadas em três grupos: radiação eletromagnética, partículas carregadas e nêutrons livres (Okuno & Yoshimura, 2010)

3.2.1 Interação de partículas carregadas

Partículas carregadas têm uma probabilidade de interação de 100% com o meio material devido à presença de cargas distribuídas e à ação da força coulombiana de longo alcance. Seguindo o conceito da aproximação de desaceleração contínua (CSDA do inglês, *continuous slowing-down approximation*), a trajetória de uma partícula carregada através da matéria envolve uma sequência contínua de interações, resultando na perda progressiva de sua energia até não ser mais considerada uma radiação ionizante (Yoshimura, 2009).

As interações das partículas carregadas ocorrem frequentemente com a nuvem eletrônica e, em menor escala, com o núcleo atômico ou com o átomo como um todo. Segundo Okuno e Yoshimura (2010), essas interações ocorrem de seis formas e sua ocorrência dependerá da velocidade, massa, carga da partícula e do parâmetro de impacto da colisão, ou seja, a distância entre a trajetória da partícula e o centro de forças. Essas interações estão abaixo exemplificadas e, ao fim, a **Tabela 2** apresenta um resumo dos tipos de partículas carregadas e as interações com maiores probabilidades de ocorrência.

1. **Colisão inelástica com o átomo (colisão suave):** raramente essa interação resulta em ionização, mas majoritariamente em excitação. Trata-se da

interação da partícula com todo o átomo ou camadas eletrônicas externas, em que a partícula tem uma pequena perda de energia e de momento. É mais frequente em partículas pesadas.

- 2. Colisão inelástica com um elétron fortemente ligado (colisão dura):** refere-se à colisão frontal entre partícula e elétron em que pode ocorrer ionização do átomo e grande perda de energia pela partícula. Existe a possibilidade de o elétron ejetado receber energia cinética suficiente para desviar da trajetória da partícula inicial com um longo alcance e produzir novas ionizações, conhecido como raio delta.
- 3. Colisão elástica com o núcleo:** a partícula primária sofre uma mudança considerável em sua trajetória ao se aproximar do núcleo, o núcleo então recua compensando o momento.
- 4. Colisão inelástica com o núcleo:** no processo conhecido como *bremstrahlung*, a partícula perde grande parte de sua energia, ou toda ela, ao desviar sua trajetória devido a sua aproximação com o núcleo atômico. A essa energia é liberado como um fóton de raios X, conhecido como raio X de *bremstrahlung* ou de frenamento. Quanto mais próxima estiver a partícula do núcleo, no momento do desvio, maior será a energia do fóton.
- 5. Aniquilação de pósitron:** usualmente ocorre entre um pósitron com baixíssima velocidade com um elétron em repouso no meio, resultando na produção de dois fótons diametralmente opostos com energias de 511 keV. Quando essa interação ocorre com o pósitron ainda em grande velocidade, é dado o nome de aniquilação em voo. À medida que o pósitron se aproxima do elétron, ele desacelera e esse processo resulta na liberação de fótons gama de energias mais altas.
- 6. Reações nucleares:** ocorre apenas em energias muito elevadas (ordem de GeV) e não há aplicações médicas de partículas nessa faixa de energia. Para essas energias, ocorrem interações diretas com o núcleo ou com nucleons individualmente.

Tabela 2. Interações de partículas carregadas com a matéria

Partícula carregada	Interações possíveis	O que muda no meio de interação	Radiação ionizante produzida
Elétrons, pósitrons e íons pesados	Colisão inelástica com o átomo (colisão suave)	Excitação e eventual ionização de átomos em camada e valência	Partícula primária com pequena mudança de direção, eventualmente um elétron rápido (secundário)
	Colisão com elétron fortemente ligado (colisão dura)	Ionização (camada interna) e excitação do átomo	Partícula primária, elétron rápido (secundário), raios X característicos, elétrons Auger
Elétrons e pósitrons	Choque elástico com o núcleo	Recuo do núcleo	Partícula primária com mesma energia e outra trajetória
	Choque inelástico com o núcleo	Recuo do núcleo	Partícula primária e radiação de frenamento (<i>bremssstrahlung</i>)
Pósitrons	Aniquilação com um elétron do meio	Ionização e excitação do átomo	Dois fótons de aniquilação, cada um com energia maior ou igual a 511 keV
Todos	Reação nuclear	Núcleo modificado (Z ou A) e excitado	Partículas subnucleares, raios gama de desexcitação nuclear

Fonte: Yoshimura, 2009

3.2.2 Interação de fótons

De acordo com Yoshimura (2009), na grande maioria dos casos, a radiação eletromagnética é tratada como um conjunto de partículas chamadas fótons. Elas podem ou não interagir com o meio, ou seja, ela pode percorrer uma trajetória extensa sem modificá-lo ou se modificar. A probabilidade de interação varia conforme as características do meio e da radiação. Neste contexto, a energia dos fótons (E_γ) geralmente é expressa em unidades de elétron-volts (eV) e pode ser calculada pela seguinte equação:

$$E_{\gamma} = h \cdot \nu \quad (\text{Equação 1})$$

na qual h é a constante de Planck e ν a frequência.

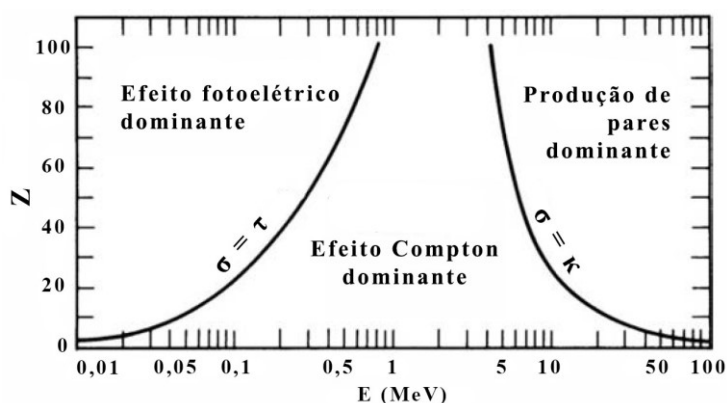
Segundo Yoshimura (2009), as interações das radiações eletromagnéticas (energias de keV a MeV) com o meio podem ocorrer de cinco formas abaixo citadas, sendo as três primeiras as principais.

- 1. Efeito fotoelétrico:** um fóton interage com um elétron depositando toda sua energia e esse elétron é ejetado com uma energia igual a diferença da energia do fóton pela energia de ligação do elétron na camada. É predominante em baixas energias.
- 2. Efeito Compton (ou espalhamento inelástico):** um fóton transfere parte de sua energia e momento para um elétron do meio e sofre mudança na sua trajetória com a energia igual à diferença entre a energia inicial do fóton e a energia transferida para o elétron.
- 3. Produção de pares elétron-pósitron:** um fóton é absorvido e sua energia é convertida em massa de repouso e energia cinética de um par elétron/pósitron. Predominante em altas energias e necessita de uma energia mínima de 1,022 MeV para sua ocorrência.
- 4. Espalhamento coerente (ou efeito Rayleigh):** um fóton é absorvido e reemitido em uma direção diferente da inicial.
- 5. Reações fotonucleares:** um fóton com energia maior que a energia de ligação de nucleons libera um nêutron e um próton com energia cinética suficiente para escapar do núcleo atômico, gerando outro elemento. Esse efeito é conhecido como fotodesintegração ou efeito fotonuclear.

Todo processo que transfere energia suficiente para ejetar um elétron das camadas eletrônicas mais internas (K e L), abre uma vacância que é preenchida por outro elétron de camadas mais externas. A diferença de energia, liberada nesse processo, resulta na emissão de um raio X característico. Esse raio X pode, ainda, transferir energia suficiente para arrancar um elétron de uma camada mais externa, sendo este chamado de elétron Auger.

Os três principais tipos de interação desses fótons com a matéria estão ilustrados na **Figura 1**. Nestas energias, para o número atômico efetivo do tecido mole (≈ 7), o efeito Compton é o mais predominante. A **Tabela 3** mostra um resumo das interações das radiações eletromagnéticas com a matéria.

Figura 1. Os três principais processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do meio material



Fonte: Adaptado de Knoll (2010).

Tabela 3. Resumo das interações das radiações eletromagnéticas com a matéria

Interação	O que muda no meio	O que muda na radiação incidente	Radiação ionizante produzida
Efeito Fotoelétrico	Ionização e excitação do átomo, recuo do núcleo	Fóton é absorvido	Elétron rápido, raios X característicos, elétron Auger.
Efeito Compton	Ionização do átomo	Fóton perde energia e muda de direção	Elétron rápido, fóton com menor energia é espalhado
Produção de Pares	Recuo do núcleo; aniquilação do pósitron	Fóton é absorvido	Elétron e pósitron rápidos, raios X de aniquilação
Espalhamento Coerente	-	Direção de propagação, (mantém energia)	Radiação eletromagnética espalhada de mesma energia
Reação Fotonuclear	Núcleo modificado (Z ou A) e excitado	Fóton é absorvido	Partículas subnucleares, em geral nêutrons

Fonte: Adaptado de Yoshimura, 2009

A Lei da Atenuação é um princípio fundamental da física das radiações que descreve como a intensidade de uma radiação ionizante diminui à medida que atravessa um material absorvente. Essa lei é especialmente aplicável a radiações eletromagnéticas. Essa lei permite determinar a eficiência do material com a qual ele atenua a radiação. Quanto maior for a densidade desse material, maior será a absorção e, conseqüentemente, maior a eficiência desse material em atenuar o feixe de radiação. A **Equação 2** descreve matematicamente essa lei (Okuno & Yoshimura, 2010).

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (\text{Equação 2})$$

onde, I representa a intensidade final do feixe de fótons após passar pelo material, I_0 é a intensidade inicial do feixe, μ é o coeficiente de atenuação linear e x é a espessura do material.

O coeficiente de atenuação linear (μ) está diretamente relacionado à densidade do material e à energia da radiação incidente e é dado por cm^{-1} (ICRU, 1989; Yoshimura, 2009). Quando o coeficiente de atenuação linear é normalizado pela densidade do material, é nomeado como coeficiente de atenuação mássico (μ/ρ). Ele é particularmente útil na comparação de materiais com densidades diferentes, pois considera a atenuação em relação à massa presente do material. Sua unidade é dada em $\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ (ICRU, 1989).

3.3 DOSIMETRIA INTERNA DE RADIONUCLÍDEOS

Diferentemente da dosimetria externa, na qual é feita o cálculo de dose de uma fonte de radiação externa, o termo dosimetria interna refere-se a medição, cálculo, estimativa, previsão e quantificação da dose absorvida por um indivíduo que tenha incorporado um radioisótopo, seja por meio de ingestão oral, inalação, injeção ou absorção pela pele. Isso pode ocorrer de forma intencional, como em técnicas de diagnósticos de medicina nuclear, ou acidental, em indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) ou do público em geral.

Documentadamente, a dosimetria interna ocupacional surgiu entre 1953 e 1955, a partir da necessidade de calcular e limitar as doses recebidas pelos trabalhadores após exposições ocupacionais (ICRP, 1995; National Committee on Radiation Protection, 1953). Em 1959, a ICRP publicou a agora conhecida como *ICRP Publication 1* (ICRP, 1959), na qual foi estendido a necessidade de monitoração a toda população e, mais recentemente na *ICRP Publication 108* de 2008 (ICRP, 2008), a organismos não humanos que vivem em um ambiente contaminado.

Segundo Potter (2005), a dosimetria interna ocupacional pode ser classificada com três finalidades, sendo elas, o controle do local de trabalho, intervenção médica e cumprimento de normas e regulamentos. A depender do tipo de exposição e seu cenário de ocorrência, ela é classificada em três áreas principais: exposição ocupacional, exposição médica e exposição pública. O *Committee on Medical Internal Radiation Dose* (MIRD) desenvolve modelos matemáticos para cálculos em dosimetria interna aplicados à medicina nuclear, com incorporação de radiofármacos (Howell *et al.*, 1999) e segue em constante evolução de seus modelos até os dias de hoje.

A contaminação por exposição ocupacional ocorre principalmente por inalação ou absorção pela pele ou por meio de feridas. Na exposição médica, por meio de injeção ou ingestão oral. A exposição do público é ocasionada principalmente de forma oral com alimentos e água contaminada e, em menor escala por inalação. Essa realidade é invertida em casos de acidentes nucleares, onde a inalação se torna a principal fonte de exposição (Li, 2018).

Quando se trata de incorporação de radioisótopo, as doses equivalentes e efetivas são acumuladas no decorrer do tempo, uma vez que as doses nos órgãos e tecidos são prolongadas devido a emissão contínua do radioisótopo até que ele seja completamente eliminado do corpo. Deste modo, a soma das quantidades resultantes dessas doses é definida como dose efetiva comprometida (DEC), dada em *Sievert*. A ICRP-103 estabelece a dose efetiva comprometida como:

A soma dos produtos do órgão comprometido ou doses equivalentes de tecido e os fatores de ponderação de tecidos apropriados (w_T), onde t é o tempo de integração nos anos após a ingestão. O período de compromisso é de 50 anos para adultos e 70 anos para crianças (ICRP, 2007a).

O cálculo da DEC pode ser feito por meio de dois métodos. No primeiro, o cálculo inicia a partir do conhecimento da ingestão do radionuclídeo e sua via de entrada (se oral, inalada ou absorvida) e então define-se a deposição e retenção dos radioisótopos nos órgãos e tecidos de acordo com suas características químicas. A dinâmica de comportamento dos radioisótopos no corpo humano é descrita por meio de modelos biocinéticos, uma vez que, quando incorporados, os radioisótopos podem se alocar no trato respiratório ou gastrointestinal e transferir-se para outros órgãos e tecidos por meio do fluxo sanguíneo, com excreção pelos rins ou intestino (Paquet, 2022). Existem diversos modelos biocinéticos disponibilizados pela ICRP de acordo com a via de ingestão (ICRP, 1989, 1994a, 1994b, 1995, 2006). O segundo passo do método consiste na determinação do número de decaimentos nucleares em cada órgão, ou grupo de órgãos que compartilham as mesmas características, durante o tempo de retenção do radionuclídeo e, em seguida, a energia emitida ao longo desses decaimentos. Essas informações estão disponíveis em literatura de acordo com os radionuclídeos e seus tipos de desintegrações (ICRP, 2007b). Por fim, modelos dosimétricos e códigos computacionais de transporte de partículas de radiação são utilizados para calcular a dose absorvida nos tecidos e, finalmente, são utilizados os fatores de ponderação da radiação para calcular a dose equivalente comprometida aos órgãos e então os fatores de ponderação dos tecidos para calcular a dose efetiva comprometida.

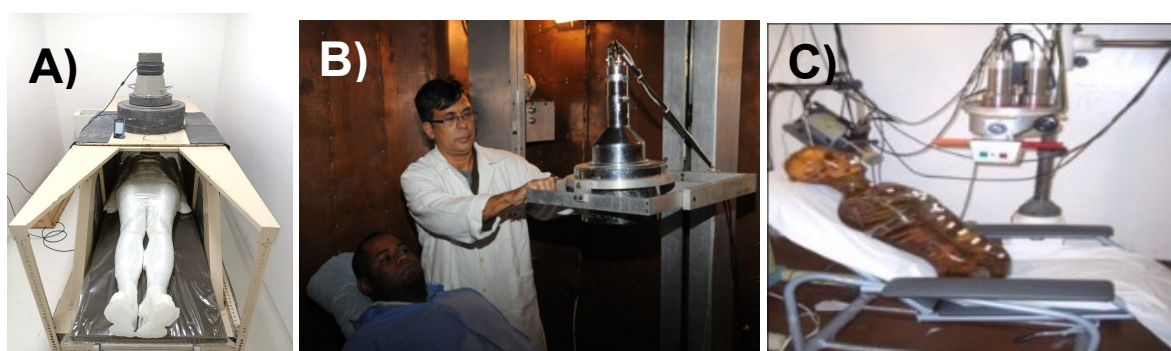
O segundo método de cálculo da DEC são os bioensaios *in vitro* e *in vivo*. O *in vitro* consiste em um método indireto de avaliação da incorporação principalmente por meio de urina, fezes, sangue e ar exalado. Em casos especiais, cabelo, dentes e esfregaços de nariz também podem ser utilizados (IAEA, 1999). Os bioensaios *in vivo* consistem na avaliação qualitativa e quantitativa por meio de monitoração direta do indivíduo com uso de detectores de radiação e a aquisição do espectro durante um tempo padrão. A análise desse espectro permitirá a qualificação e quantificação dos radionuclídeos incorporados. Genericamente, os laboratórios em que esse

procedimento é executado é chamado de Contador de Corpo Inteiro e é de grande importância na área de radioproteção e dosimetria (IAEA, 1996b, 1996a; ICRP, 1997; NCRP, 1980, 1987).

O estudo desenvolvido e apresentado nesse trabalho é focado em bioensaios *in vivo*, mais especificamente Contadores de Corpo Inteiro e sua calibração com fantasmas físicos antropomórficos. A seguir serão tratados em mais detalhes o funcionamento desses sistemas e dos laboratórios de dosimetria interna nos quais eles são aplicados.

No Brasil existem sistemas CCI em apenas cinco instituições, sendo elas o Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN) e Central Nuclear Almirante Álvaro Alberto (CNAEA). Em respostas a emergências radiológicas e nucleares que necessitem bioanálises *in vivo*, essas são as instituições a responder por todos os 26 estados e ao Distrito Federal do Brasil. A **Figura 2** apresenta um exemplo dos sistemas CCI do CDTN, IRD e IPEN.

Figura 2. Sistemas CCI em instituições brasileiras.

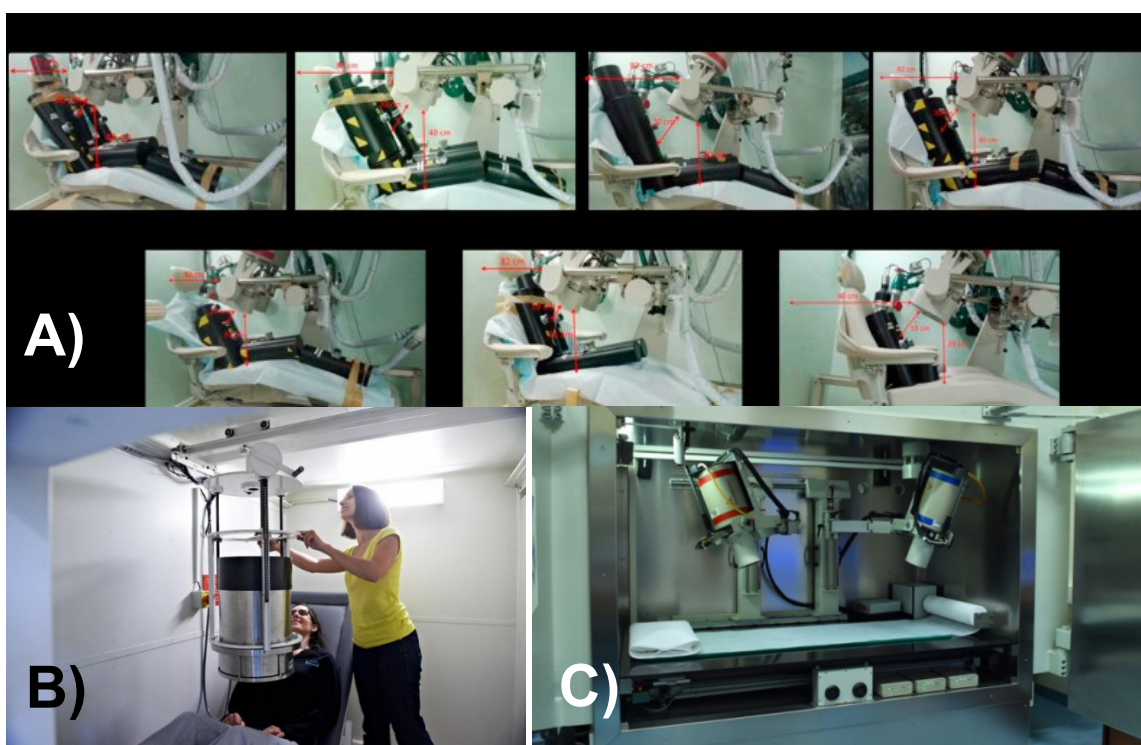


Em A) CCI do CDTN, geometria tipo maca; em B) CCI do IRD, geometria tipo cadeira e; C) CCI do IPEN, geometria do tipo cadeira.

Fonte: Acervo pessoal do autor (CDTN); Reprodução da internet sites oficiais (IRD e IPEN)

No mundo, o número de sistemas CCI varia em cada país de acordo com seus investimentos e necessidades, no Japão, por exemplo, existem mais de 60 (Hayano *et al.*, 2014). A Europa também tem diversas instituições com CCI, pelo menos 37 participaram ativamente do exercício de intercomparação da EURADOS (do inglês, *European Radiation Dosimetry Group*) publicado em outubro de 2023 sob o título “*EIVIC-2020: European In-Vivo Intercomparison Exercise 2020 - Organisation of a European Interlaboratory Comparison on Whole-Body Counting*” (Franck *et al.*, 2023). No ARADOS (do inglês, *Asian Radiation Dosimetry Group*), pelo menos 18 instituições do Japão, China, República da Coreia, Malásia e Vietnã compõe o grupo com os mesmos objetivos do EURADOS. Na América Latina, o REPROLAM (do espanhol, *Red de Optimización de Protección Radiológica Ocupacional em Latinoamérica y el Caribe*), conta com diversas instituições do bioensaios *in vivo*, porém não disponibilizou ainda a lista de instituições participantes. A **Figura 3** apresenta alguns exemplos de laboratórios internacionais como o SCK-CEN da Bélgica, o da Agência Internacional de Energia Atômica na Áustria e o CIEMAT da Espanha.

Figura 3. Sistemas CCI em instituições internacionais



Em A) CCI do CIEMAT da Espanha, geometria tipo cadeira; em B) CCI do SCK-CEN da Bélgica, geometria do tipo cadeira e; em C) CCI da AIEA, geometria tipo maca.

Fonte: (B. P. López *et al.*, 2020); Reprodução internet sites oficiais (SCK-CEN e AIEA)

3.3.1 Laboratórios de Dosimetria Interna

Os Laboratórios de Dosimetria Interna (LDI) são normalmente equipados com vários sistemas de monitoração de corpo inteiro ou partes do corpo de um indivíduo do público. O sistema de contador de corpo inteiro consiste em uma sala blindada com o objetivo de reduzir ao máximo a radiação de fundo para que no momento da monitoração do IOE e aquisição do espectro não haja interferência de outras fontes além do que a emitida pelo indivíduo contaminado. Essa blindagem pode ser realizada de várias formas, como por exemplo, de revestimento da sala inteira ou apenas em torno do detector. De acordo com Dantas (1998), deve-se considerar diversos fatores na escolha da blindagem como custos envolvidos, tipo de radiação e energia mínima detectável no serviço, sensibilidade do detector utilizado e, em radiometria, essa escolha é feita de forma semiempírica e baseada nas experiências do setor. Diversos materiais podem ser utilizados como materiais de blindagem em análises radiométricas, como chumbo, ferro, aço, concreto, mercúrio, água, dolomita e sacarose (IAEA, 1996b; Knoll, 2010; Paschoa *et al.*, 1993).

Os sistemas de monitoração individual são desenhados de forma que haja uma geometria de contagem ou um *setup* onde o indivíduo e o detector estão posicionados promovendo a máxima eficiência do sistema. Desta forma, um sistema computacional de aquisição do espectro de energia, emitido por uma fonte radioativa, que pode estar internamente no indivíduo contaminado, é obtido e uma análise de espectrometria gama (fótons) é possível de ser realizada. Os radionuclídeos suscetíveis a detecção são os com emissão de fótons com energia suficientemente alta e com alta probabilidade de ocorrência de decaimento (Dantas, 1998). Os radionuclídeos que não têm essa característica e são importantes para a dosimetria interna como, o Th-232, U-238 e Ra-226, são detectados por meio da energia dos seus radionuclídeos filhos. Além disso, o tempo de monitoração, a

geometria fonte-detector e a atenuação da radiação pelos tecidos são fatores limitantes nesse tipo de medição (IAEA, 1996b).

As incertezas associadas às análises *in vivo*, de acordo com Dantas (1998), podem ser categorizadas em aleatórias ou sistemáticas. A primeira está associada a cada parâmetro utilizado no cálculo de atividade, estimada por meio de métodos matemáticos de propagação de erros estatísticos. A segunda, refere-se a uma série de erros relacionados a fatores que vão desde os sistemas eletrônicos até diferenças entre simuladores utilizados e o corpo humano do indivíduo de interesse.

Para erros aleatórios, é importante que se tente reduzir ao máximo as incertezas geradas pelo fator de calibração¹, que é diretamente relacionado ao método utilizado para produzir o simulador antropomórfico e ao procedimento adotado na calibração dos sistemas de detecção (Dantas, 1998).

Para erros sistemáticos, sua quantificação pode ser difícil a depender do fator causador. Dentre esses fatores, podem ser citados: instabilidade de sistemas eletrônicos, geometria fonte-detector, movimentação do indivíduo durante monitoração, diferença da distribuição do radionuclídeo, densidade e coeficiente de atenuação linear da radiação, além das diferenças entre as características do simulador antropomórfico utilizado na calibração e o corpo do indivíduo monitorado (Dantas, 1998).

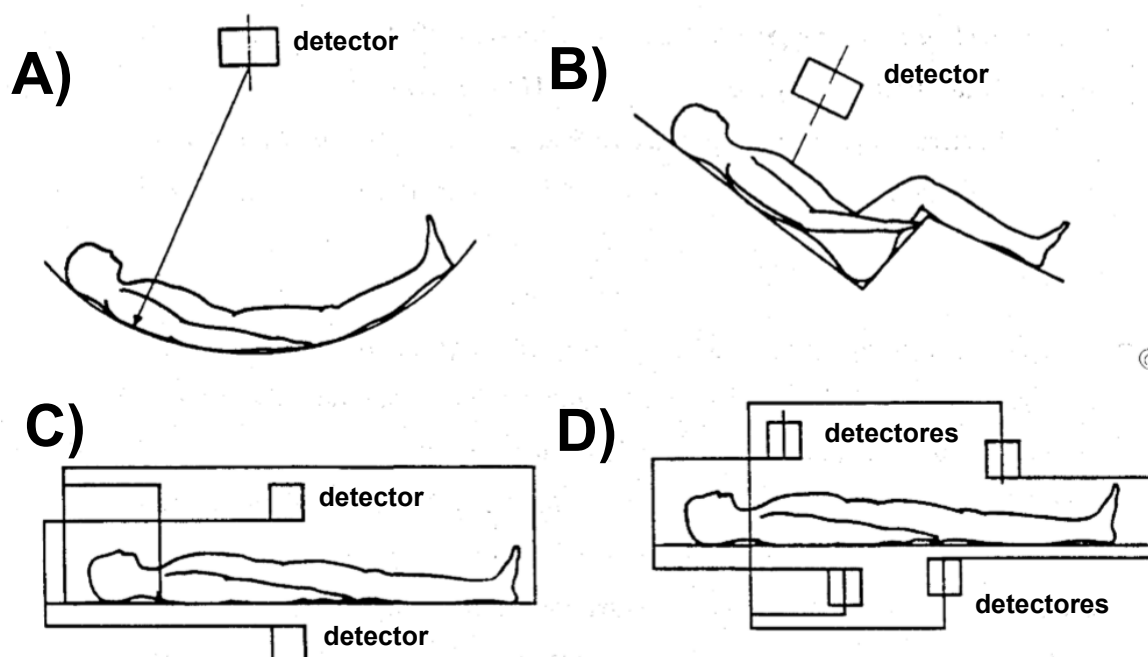
3.3.1.1 Geometria de contagem

Um fator importante que impacta nas medições é a geometria fonte-detector, no qual a fonte é o próprio indivíduo monitorado. Para corpo inteiro, existem quatro geometrias aplicáveis, sendo elas arco, cadeira, maca e varredura com vários detectores (**Figura 4**). Estas configurações de corpo inteiro são utilizadas na medição de radionuclídeos que emitem energia acima de 100 keV. As atividades

¹ Valor utilizado para ajustar ou corrigir uma medição experimental para que ela corresponda a valores de referência conhecidos ou padrão, a fim de corrigir possíveis desvios ou variações nas respostas do sistema de detecção.

obtidas por meio dessas medições, utilizadas como base para o cálculo da dose, considera que os radionuclídeos apresentam distribuição uniforme pelo corpo. Isso se deve ao fato de que a calibração dos detectores é realizada considerando esse padrão de distribuição como pressuposto (Dantas, 1998).

Figura 4. Tipos de geometria de contagem em sistemas CCI



Em A) geometria tipo arco; B) geometria tipo cadeira; C) geometria tipo maca; e D) geometria tipo varredura com vários detectores

Fonte: Adaptado de Dantas, 1998

Na geometria tipo arco, o indivíduo deita-se em uma base tipo arco de forma que todas as partes do corpo fiquem equidistantes em relação ao detector, que está a aproximadamente 1,5 a 2 m de distância do indivíduo. Essa distância diminui consideravelmente a sensibilidade de detecção (Hess & McNeff, 1947). Dessa forma, essa geometria é indicada apenas em casos em que a contaminação já é previamente conhecida e não no controle ocupacional de rotina, onde a eficiência de detecção deve ser a maior possível.

Na configuração conhecida como "cadeira", o indivíduo é posicionado com um ângulo de 90° entre o tórax e as coxas, enquanto o detector é colocado a uma distância aproximada de 50 cm da cadeira. A resposta do detector será influenciada pela distribuição da contaminação, o que pode resultar em variações na eficiência em até um fator de 2 ou mais, em comparação com contaminações uniformemente distribuídas ou localizadas nos pulmões ou no fígado (Dantas, 1998). Nestes cenários, a IAEA (1996a) classifica esse tipo de erro sistemático como sendo muito mais significativo em geometrias do tipo cadeira do que naquelas do tipo arco.

Na configuração conhecida como geometria tipo maca, vários detectores são posicionados em diferentes pontos direcionados ao indivíduo que se encontra deitado em posição supina. Essa abordagem mantém uma alta eficiência de detecção e proporciona uma resposta combinada consistente, independentemente da distribuição do radionuclídeo, embora tenha um custo elevado. Uma grande vantagem desse método é que o processamento dos espectros individuais viabiliza inferências sobre o real padrão de distribuição do radionuclídeo ao longo do corpo do indivíduo sob monitoramento (Dantas, 1998).

Por fim, na geometria conhecida como varredura, um ou dois detectores são instalados em suportes que se deslocam ao longo de eixos horizontais estáticos ou em movimentos de rotação elíptica sobre o indivíduo deitado em posição supina (Anderson *et al.*, 1969). Essa configuração proporciona informações precisas sobre a distribuição do radionuclídeo, além de uma geometria de detecção mais uniforme. Contudo, os componentes mecânicos dos suportes implicam em custos e necessidade de manutenção mais elevados (Dantas, 1998).

3.3.1.2 Sistema de detecção

Para a escolha de um detector para aplicação nesses sistemas, deve-se levar em conta diversos fatores como a eficiência de detecção intrínseca, resolução em energia, disponibilidade de tamanho, o efeito da radiação de fundo no espectro em regiões de interesse (ROI), possibilidade de aplicação de métodos anti-coincidência,

estabilidade de operação no decorrer do tempo e o custo (Dantas, 1998). Para detecção de radionuclídeos emissores de fótons com energia acima de 100 keV, os detectores cintiladores inorgânicos com cristais de NaI(Tl) têm sido os mais utilizados. As maiores vantagens de seu uso estão na alta eficiência, facilidade de operação e disponibilidade em vários tamanhos (Dantas, 1998). No entanto, ele tem baixa resolução em energia, o que dificulta análises de contaminação com vários radionuclídeos com energias próximas (IAEA, 1996a). Além disso, nos detectores NaI(Tl) de grande volume, a radiação de fundo é alta para energias abaixo de 100 keV, o que o faz inviável para detecção de radionuclídeos importantes em dosimetria interna como o Am-241, U-238 e isótopos de plutônio.

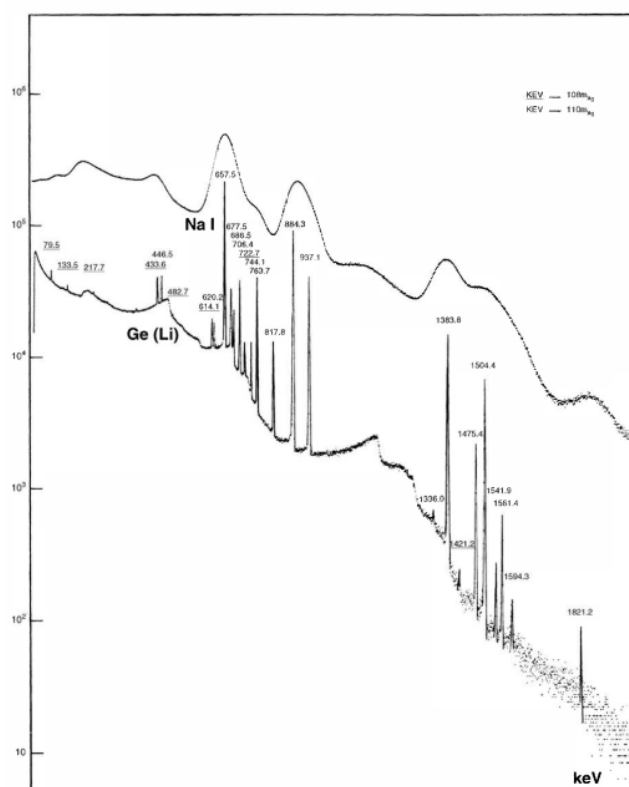
Para contornar esse problema, cristais de CsI(Tl) acoplados a um cristal de NaI(Tl) e a uma célula fotomultiplicadora, conhecidos como detectores *phoswich*, foram desenvolvidos. Isso melhorou a resolução em energia devido a anti-coincidência obtida com essa combinação, uma vez que o tempo de decaimento dos dois cintiladores são diferentes e a chegada de um mesmo fóton nos dois cristais geravam dois pulsos de diferentes formatos, que eram eliminados por meio de um analisador de pulso. Isso reduziu significativamente a radiação de fundo em baixas energias (Laurer, 1968) e tiveram larga aplicação principalmente na década de 70 até o surgimento dos detectores semicondutores de germânio, que os substituíram.

A alta resolução em energia dos detectores semicondutores é sua principal vantagem. Essa característica advém da baixa energia necessária para formar um par elétron-buraco (≈ 3 eV) e conseqüente baixa flutuação estatística no número de pares formados na interação do fóton com o cristal (Knoll, 2010). Deste modo, detectores semicondutores conseguem identificar vários radionuclídeos com precisão, uma vez que sua resolução em energia se situa na faixa de 1 keV, ademais, há uma melhor relação sinal/ruído que decorre na redução de incertezas na estimativa da radiação de fundo abaixo dos picos de interesse (Dantas, 1998).

A principal desvantagem dos detectores semicondutores de germânio é a necessidade de resfriamento com nitrogênio líquido, o que o torna altamente oneroso, mas essa desvantagem é superada por suas várias vantagens de detecção

(IAEA, 1996a). Os detectores de germânio hiperpuro (HPGe) são os mais utilizados em monitoração *in vivo* atualmente. A depender dos recursos disponíveis, os serviços optam pelo uso de dois ou mais detectores objetivando aumentar a sensibilidade de detecção para monitoração individual de radionuclídeos de baixa energia (Toohey *et al.*, 1991). Em aspectos gerais, os detectores mais utilizados no Brasil em monitoração *in vivo* são os cintiladores inorgânicos NaI(Tl) e os semicondutores HPGe (Dantas, 1998) a **Figura 5** mostra a diferença entre os espectros desses dois detectores.

Figura 5. Diferença espectros dos detectores iodeto de sódio e germânio



Fonte: Knoll, 2010

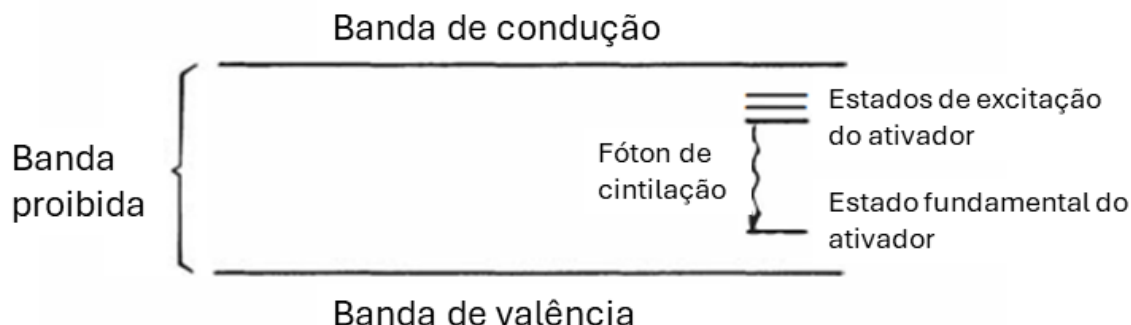
3.3.1.3 *Detector NaI(Tl) e calibração*

Para este trabalho foi utilizado um detector cintilador inorgânico de iodeto de sódio (NaI(Tl)) e, antes de explicar os meios de sua calibração, esse subtópico abordará brevemente o funcionamento desse tipo de detector.

Os materiais inorgânicos apresentam cintilação devido aos estados energéticos resultantes de suas estruturas cristalinas. Nos semicondutores, elétrons ocupam bandas de energia específicas: a banda de valência de menor energia, com elétrons fortemente ligados à rede, e a banda de condução de energia mais elevada, que abriga elétrons com capacidade de se deslocar através do cristal. Entre essas bandas está a banda proibida, onde elétrons raramente são encontrados em cristais puros. A largura dessa banda define os materiais como isolantes (banda larga, > 5 eV, semicondutores (aproximadamente 1 eV) e condutores (bandas estreitas) (Knoll, 2010).

Quando absorvem energia de um fóton ou de uma partícula carregada, os elétrons podem ser impulsionados de sua posição na banda de valência para a banda de condução, criando um "buraco" onde antes havia um elétron na banda de valência. Contudo, em cristais puros, o retorno desse elétron à banda de valência, acompanhado pela emissão de um fóton, é um processo pouco eficiente, e os fótons emitidos possuem energia muito alta para estar na faixa do espectro visível. Para aumentar a probabilidade de emissão de fótons visíveis durante o processo de desexcitação, impurezas ativadoras são adicionadas, criando sítios especiais na estrutura do material, diminuindo a largura da banda proibida. Isso gera níveis energéticos intermediários na banda proibida, permitindo a emissão de fótons na faixa visível e, conseqüentemente, a cintilação (Knoll, 2010). A **Figura 6** mostra um desenho esquemático da estrutura de bandas de um detector cintilador.

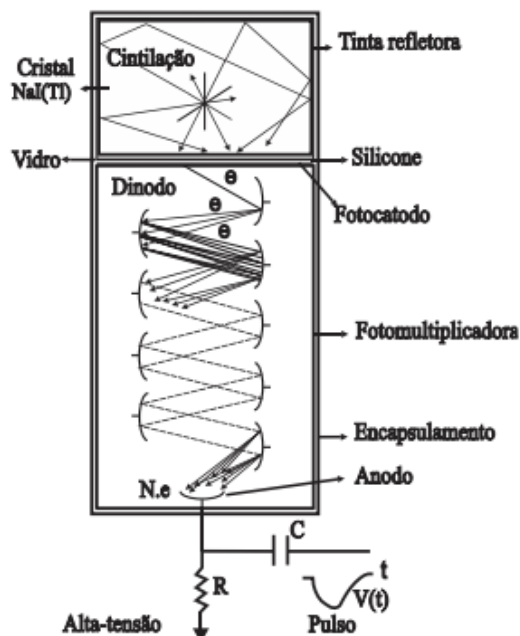
Figura 6. Estrutura de banda de um cristal cintilador ativado



Fonte: Adaptado de Knoll, 2010

Em detectores cintiladores são utilizadas as chamadas fotomultiplicadoras, dispositivos que transformam os sinais luminosos produzidos pela radiação em sinais elétricos com intensidade suficiente para serem processados em um sistema de contagem ou espectroscopia. A fotomultiplicadora possui um fotocatodo que transforma os sinais luminosos (poucos, da ordem de centenas) decorrentes da cintilação em sinais elétricos, que são direcionados a um arranjo de vários dinodos, responsáveis por multiplicar esses sinais. Cada dinodo acelera um elétron do estágio anterior, que ao colidir com a superfície do dinodo, gera mais elétrons. Esses elétrons são então acelerados para o próximo estágio, repetindo o processo. Um conjunto típico de dinodos pode produzir um número de elétrons na ordem de 10^7 a 10^9 elétrons. Essa carga é suficiente para gerar um pulso de tensão quando coletada no anodo da fotomultiplicadora, proporcional ao pulso inicial gerado (**Figura 7**). Esse fenômeno é conhecido como emissão secundária (Tauhata *et al.*, 2013).

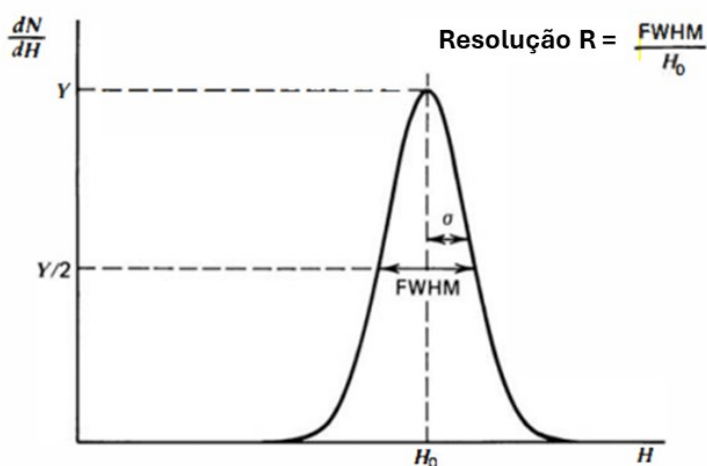
Figura 7. Esquema de funcionamento de uma fotomultiplicadora



Fonte: Tauhata, 2013

Os pulsos para cada energia são então enviados a um canal referente a sua energia, formando um espectro como o de número de contagens em função da energia, conforme visto na **Figura 8**. Quanto maior for as flutuações de contagem, maior será a largura a meia altura (FWHM, do inglês *Full Width at Half Maximum*) do pico e, conseqüentemente, pior a resolução em energia (Knoll, 2010). A **Figura 8** demonstra um exemplo do que é FWHM e sua importância no cálculo da resolução em energia de um detector, onde H_0 é a altura média do pulso.

Figura 8. Definição da resolução em energia de um detector



Fonte: Adaptado de Knoll, 2010

A largura em questão é um reflexo das flutuações significativas observadas de um pulso para o outro, mesmo quando a mesma quantidade de energia é depositada no detector em cada evento. Se houver uma redução nessas flutuações, a largura da distribuição correspondente diminuirá, fazendo com que o pico se torne mais agudo. A habilidade de uma medição específica em discernir detalhes sutis na energia da radiação incidente melhora à medida que a largura da função de resposta diminui. Assim, quanto maior a resolução de energia, mais eficaz o detector será em diferenciar duas radiações cujas energias são muito próximas (Knoll, 2010). Na **Figura 5** é possível ver a diferença da resolução entre um detector cintilador NaI(Tl) e um detector semiconductor HPGe, sendo este último superior em termos de resolução, embora tenha uma menor eficiência de contagem.

A eficiência de contagem de um detector, por sua vez, está relacionada a quanto um detector é capaz de “ver” cada partícula ou fóton que interage em seu meio. Partículas carregadas normalmente interagem em toda sua trajetória no volume sensível do detector, produzindo sinais suficientes para registro. Assim, é bem possível obter um detector que detecte cada partícula carregada incidente.

Dessa forma considera-se que o detector tem uma eficiência de contagem de 100% (Knoll, 2010). Ao contrário das partículas carregadas, fótons precisam sofrer interações a um nível de significância considerável para possibilitar sua detecção e, uma vez que eles podem percorrer grandes distâncias entre cada interação, os detectores não costumam ser 100% eficientes (Knoll, 2010).

A eficiência de um detector pode ser definida de duas formas: eficiência intrínseca e eficiência absoluta. A eficiência intrínseca está relacionada aos fatores intrínsecos do detector, como o tamanho do cristal do iodeto de sódio, seu nível de pureza e eficiência na coleção de luz, por exemplo. Ela pode ser descrita como:

$$\varepsilon_{int} = \frac{\text{número de contagens registradas}}{\text{número de radiações incidentes no detector}} \quad (\text{Equação 3})$$

A eficiência absoluta tem ligação com a geometria da medição, a fonte de radiação e o ambiente. A distância do emissor, o tipo de feixe emitido (seja radial ou colimado), o ambiente entre o detector e a fonte emissora, além dos fatores que impactam a eficiência intrínseca do detector, são todos elementos que influenciam essa eficiência (Knoll, 2010). Ela pode ser definida como:

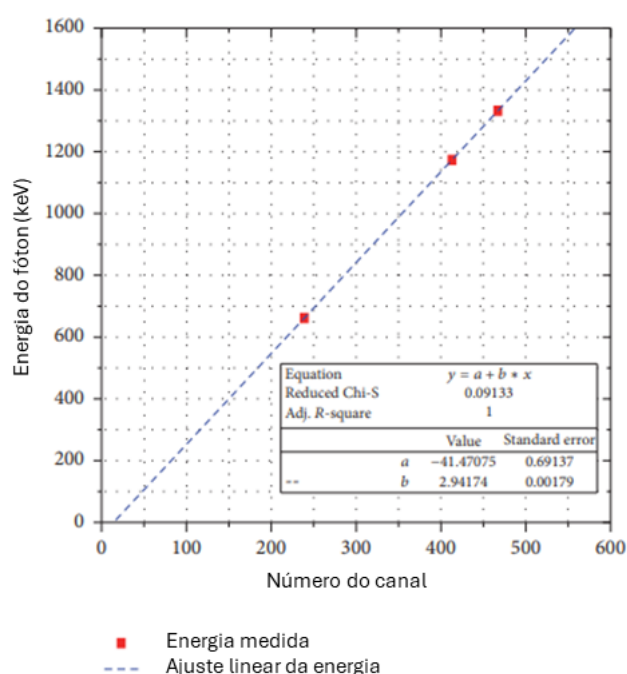
$$\varepsilon_{abs} = \frac{\text{número de contagens registradas}}{\text{número de radiações emitidas pela fonte}} \quad (\text{Equação 4})$$

Calibração em energia

A calibração em energia de um detector cintilador é a correlação entre os sinais elétricos produzidos pelo detector e as energias dos fótons ou partículas que interagem com ele. Essa calibração está ligada a resolução em energia desse detector e sua capacidade de discriminar diferentes energias dos fótons.

Utilizando-se de fontes de calibração conhecidas com energias bem definidas e diferentes dentro da faixa de energia pretendida, é feita a relação da energia do fóton no canal central do fotopico, por meio de uma curva de calibração linear, levando também em consideração o FWHM (**Figura 9**). O sistema de detecção do NaI(Tl) utilizado nesse trabalho, possui 1024 canais com 3 keV em cada canal, cobrindo uma faixa de detecção de 3 a 3072 keV.

Figura 9. Curva de eficiência de calibração em energia



Fonte: Adaptado de Al Oraini, 2018

Calibração em eficiência

O objetivo das técnicas de calibração da eficiência de detecção em sistemas de monitoramento *in vivo* é gerar coeficientes de calibração (CC). Esses fatores viabilizam a conversão da taxa de contagem, obtida durante a medição, em um valor que represente a atividade presente no órgão ou tecido em análise. Tal conversão se dá em virtude da relação direta entre a taxa de contagem e a atividade. Assim, a calibração da eficiência possibilita estabelecer essa relação para as condições de medição, considerando a geometria, a distribuição do radionuclídeo no corpo, as

características do sistema de medição e a atenuação da radiação ao atravessar os tecidos (Dantas, 1998). A eficiência de contagem refere-se à razão entre o número de fótons detectados em relação ao número de fótons emitidos pela fonte de radiação.

Existem três métodos de calibração: utilizando fontes pontuais, com voluntários ou pacientes e calibração com fantomas antropomórficos e antropométricos. Esta última sendo a mais utilizada, uma vez que a utilização de voluntários e pacientes demanda um extenso e cuidadoso planejamento e permissão dos conselhos e ética e a calibração com fontes pontuais fica restrita a medição de um único radionuclídeo por vez, além de expor o indivíduo a radiação externa (IAEA, 1996a).

Como um sistema de medição precisa ser calibrado com padrões de medidas e condições semelhantes às do corpo humano, nos Contadores de Corpo Inteiro (CCI), o referencial adotado é conhecido como simuladores físicos antropomórficos. Estes simuladores buscam replicar de forma bastante aproximada os órgãos de interesse, permitindo a determinação da eficiência de detecção para diversos radionuclídeos em diferentes geometrias de contagem. Constituem-se de estruturas artificiais com a forma e dimensões do corpo humano ou de órgãos específicos, nos quais são inseridas atividades conhecidas de radionuclídeos necessárias para a calibração do equipamento (Dantas, 1998).

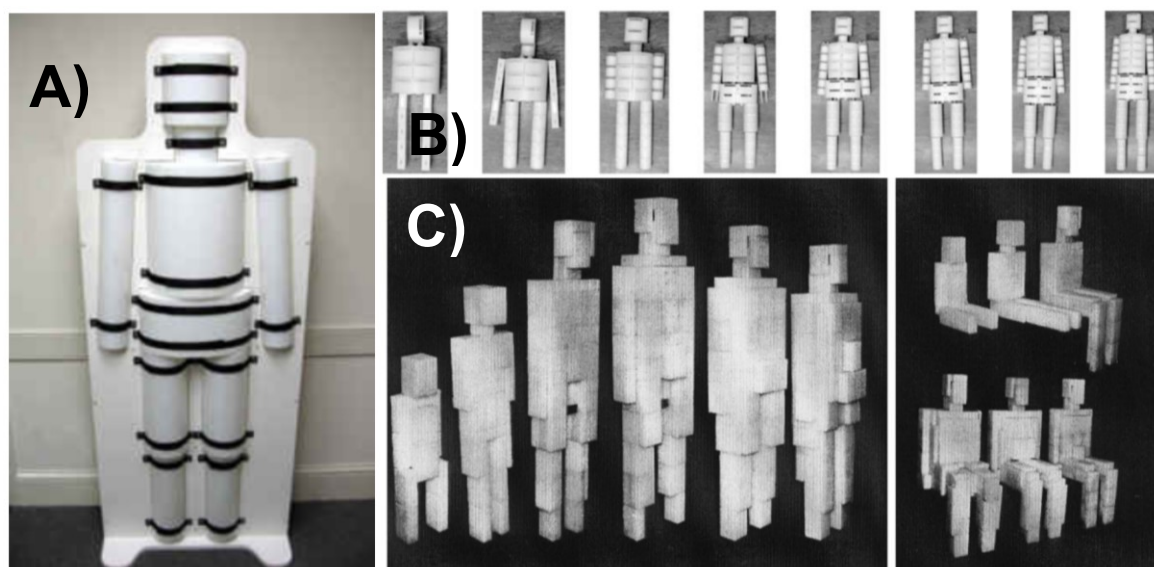
Não existe uma padronização ou uniformidade nas técnicas de calibração; há uma variedade de simuladores desenvolvidos e empregados globalmente (ICRU, 1992). No entanto, uma grande parte dos pesquisadores na área de monitoramento *in vivo* defende a necessidade de padronização dessas técnicas (Kramer & Inn, 1991).

3.3.1.4 Simuladores físicos ou fantomas

Os fantomas de calibração para os sistemas de monitoração *in vivo* podem ser de corpo inteiro ou de órgãos e regiões específicas de acordo com a necessidade, como por exemplo, cabeça e tórax. O mais utilizado e disseminado simulador de corpo inteiro é o *Bottle Manikin Absorption* (BOMAB) phantom (ANSI, 1999), ele constitui-se de um conjunto de frascos em polietileno de formas cilíndricas ou elípticas que assumem altura e peso de indivíduos de referência da ICRP. Esses frascos são então preenchidos com distribuição homogênea em uma solução contendo atividades conhecidas de radionuclídeo para medição. Existem normalmente uma família desses simuladores, representando desde bebês a adultos. Pesquisadores ao redor do mundo também adaptam esses fantomas para representar o padrão de seu país (Manohari *et al.*, 2022).

Seguindo a mesma linha, existem os fantomas modulares UP-02T, REMCAL (Kovtun *et al.*, 2000) e Emma (Lebacqz *et al.*, 2011), com inserção dos radionuclídeos em forma sólida, como hastes, nas cavidades dos fantomas. A **Figura 10** mostra alguns exemplos desses fantomas físicos. Mais recentemente, Paiva *et al.* (2017) desenvolveram o chamado PET-BOMAB, um fantoma de corpo inteiro masculino de 1,70 m e 70 kg baseado no BOMAB para calibração do Laboratório de Dosimetria Interna do CDTN.

Figura 10. Simuladores físicos BOMAB, EMMA e UP-02T



A) BOMAB; B) Família de fantasmas EMMA; C) Família de fantasmas UP-02T

Fonte: Nuclear Technologies, Inc.; Kovtun *et al.*, 2000; Lebacqz *et al.*, 2011

Em casos de calibração específicas de órgãos, existem fantasmas específicos e mais elaborados dessas áreas anatômicas. Um fantoma comercial bem estabelecido no qual diversos outros foram baseados nele é o simulador de tórax masculino norte-americano do Laboratório Nacional Lawrence Livermore (LLNL), nos EUA. Detalhadamente possui caixa torácica, pulmões, linfonodos pulmonares principais e várias camadas torácicas de diferentes espessuras (Griffith *et al.*, 1979; Newton *et al.*, 1985).

Vital *et al* (2019) desenvolveram com sucesso um fantoma antropomórfico de cabeça para calibração do sistema contador de corpo inteiro utilizando tecido equivalente com matriz a base de ágar-ágar. Em 2021, Moratelli *et al* (2021) desenvolveram, por meio de impressão 3D, um fantoma de calibração para geometria de contagem de tireóide.

Mais fantasmas utilizados em calibração de sistemas de monitoração *in vivo* são apresentados na **Tabela 4**. Se tratando de fantasmas de corpo inteiro para calibração desses sistemas, eles ainda correspondem pouco ao formato de traços humanos reais. Fantasmas de corpo inteiro anatomicamente precisos oferecem uma

abordagem promissora para aprimorar metodologias de calibração, facilitando uma simulação mais precisa da forma humana e reduzindo discrepâncias de medição.

Tabela 4. Simuladores aplicados em calibração de sistemas de monitoração *in vivo*

Simulador	Geometria	Referência
BOMAB Body	Corpo Inteiro	(ANSI, 1999)
Americium Body	Corpo Inteiro	(Palmer <i>et al.</i> , 1985)
Hammersmith Body	Corpo Inteiro	(Bewley, 1988)
RISTH Block Body	Corpo Inteiro	(AN. Kovtun <i>et al.</i> , 1990)
The Phantom Laboratoy REMAB Body	Corpo Inteiro	(Hankins, 1968)
The Phantom Laboratory REMCAL Body	Corpo Inteiro	(ICRU, 1992)
BRMD Thyroid	Tireóide	(Gamarnk <i>et al.</i> , 1991)
IAEA/ANSI Thyroid	Tireóide	(IAEA, 1962)
KKH Thyroid	Tireóide	(Nishizawa & Maekoshi, 1990)
RSD Thyroid	Tireóide	(ICRU, 1992)
Seattle Thyroid	Tireóide	(ICRU, 1992)
IRH Torso	Torso	(Dolguirev <i>et al.</i> , 1973)
JAERI Torso	Torso	(Shirotanl, 1988)
Livermore Torso	Torso	(Griffith <i>et al.</i> , 1979)
NRPB Torso	Torso	(Fry & Sumerling, 1982)
Winfrith Torso	Torso	(Speight <i>et al.</i> , 1964)

Fonte: Adaptado ICRU, 1992

3.3.2 Tecido substitutos para desenvolvimento de fantomas

Por definição, um tecido substituto é qualquer material um tecido humano específico em relação a um conjunto de características físicas, como por exemplo, as interações da radiação no tecido e as grandezas dosimétricas de interesse do

tecido. A escolha das características físicas dependerá da sua aplicação (ICRU, 1989).

Para caracterização dos tecidos reais e os substitutos no que diz respeito às interações da radiação, o transporte de radiação de partículas primárias e secundárias na faixa de energia de interesse devem ser considerados. No geral, esses são os coeficientes de interação avaliados: seções de choque para partículas carregadas e não carregadas; coeficientes de atenuação de linear e mássico, e coeficiente de absorção de energia para partículas sem carga; e *stopping power* mássico total, transferência de energia linear e poder de espalhamento mássico para partículas carregadas (ICRU, 1989).

A escolha da composição de um tecido substituto para um simulador baseia-se na composição do tecido corporal que se pretende simular e nas características do campo de radiação. Não existe um composto químico que reproduza precisamente a composição atômica do tecido corporal (White, 1974, 1978). Assim, os tecidos substitutos são frequentemente formulações de misturas projetadas para apresentar propriedades de interação com a radiação semelhantes às do tecido corporal, em vez de replicar sua composição atômica, atendendo às necessidades específicas da aplicação. A avaliação da adequação de um determinado substituto envolve a comparação das características relevantes de interação com a radiação e das densidades de massa entre o tecido corporal e o substituto (ICRU, 1989).

Os critérios de seleção para tecidos substitutos variam de acordo com o tipo de simulador empregado e sua finalidade. No caso de um simulador homogêneo, a composição do tecido substituto não é tão crítica; o material precisa apenas possuir uma densidade de massa aproximada, dentro da margem de 10%, e ser relativamente isento de elementos com número atômico (Z) superior a 20 para evitar a produção de raios X fluorescentes. Muitos tipos de plásticos, sistemas de resina epóxi e tecido substitutos líquidos à base de água atendem a esses requisitos (ICRU, 1989).

3.4 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL COM MÉTODO MONTE CARLO

O Método de Monte Carlo (MMC) é uma ferramenta versátil capaz de abordar problemas de qualquer nível de complexidade, destacando-se especialmente na física das radiações. Ativo nesse cenário, promovendo o avanço e a aplicação dessas técnicas em benefício da comunidade científica e da sociedade em geral.

O uso do MMC em códigos computacionais para o transporte de partículas são ferramentas amplamente utilizadas nas áreas da física nuclear, física médica, medicina, astrofísica, proteção radiológica e segurança nuclear. Essa abordagem baseia-se na aplicação de métodos matemáticos e estocásticos para calcular o comportamento de partículas subatômicas ou macroscópicas em um determinado meio (Kulesza *et al.*, 2022; Paixão & Fonseca, 2022). Essas simulações têm como objetivo fundamental compreender o movimento, a interação e a propagação de partículas através de materiais ou ambientes complexos. O método de Monte Carlo, nomeado em referência ao famoso cassino de Monte Carlo, utiliza números aleatórios para resolver problemas determinísticos através da geração de múltiplas amostras estatísticas (Paixão & Fonseca, 2022). Na área da física das radiações, a análise dosimétrica é rotineiramente conduzida por meio de diferentes códigos computacionais de renome, todos eles empregando o Método Monte Carlo como algoritmo-base para suas simulações. Alguns exemplos incluem MCNPX, MCNP6, EGSnrc, PENELOPE, TOPASnBio e GEANT4, FLUKA, PHITS, entre outros.

O MCNP (do inglês, *Monte Carlo N-Particle Transport Code*) é um código conceituado e amplamente utilizado em modelagem e simulações de transporte de partículas. Desenvolvido em 1977 pelo *Los Alamos National Laboratory*, nos Estados Unidos, ele é uma ferramenta fundamental em diversos campos científicos. Sua versatilidade permite modelar diferentes tipos de partículas, como nêutrons, fótons e elétrons, em uma vasta faixa de energias (Kulesza *et al.*, 2022). Uma das grandes vantagens do MCNP é sua capacidade de criar modelos geométricos detalhados e complexos, possibilitando a representação precisa de sistemas reais. Esses modelos tridimensionais abrangem desde reatores nucleares até equipamentos médicos, como PET *scans* e procedimentos de radioterapia. Além

disso, o MCNP é frequentemente utilizado para projetar e aprimorar blindagens de radiação, garantindo a segurança em instalações nucleares, laboratórios de pesquisa e aplicações médicas (Alloni *et al.*, 2014; Solberg *et al.*, 2001). O código considera uma ampla gama de processos físicos, incluindo espalhamento, absorção, fissão e produção de radiação secundária, oferecendo resultados precisos quando configurado e aplicado corretamente (Kulesza *et al.*, 2022).

Na dosimetria interna, o MCNP desempenha um papel importante em várias aplicações, como por exemplo, na dosimetria em terapia com radionuclídeos, simulação e cálculo da distribuição de doses provenientes de fontes de radiação interna, permitindo analisar como a radiação se dispersa nos órgãos e tecidos (Solberg *et al.*, 2001). Em ambientes ocupacionais onde há exposição a materiais radioativos, o MCNP é utilizado para calcular doses absorvidas por trabalhadores, auxiliando na implementação de medidas de proteção radiológica (Mendes, 2017). No campo da medicina nuclear, o MCNP é empregado para analisar doses de radiação resultantes de procedimentos diagnósticos, como tomografia por emissão de pósitrons (PET) e cintilografia (Yoriyaz *et al.*, 2001). Ao simular a interação das partículas emitidas por radionuclídeos com os tecidos e órgãos do corpo, o MCNP possibilita o cálculo das doses absorvidas em diferentes regiões anatômicas. Essas simulações detalhadas visam avaliar riscos à saúde e planejar tratamentos médicos, assegurando a administração segura e eficaz de doses terapêuticas.

Em 2016, surgiu o MCMEG (do inglês, *Monte Carlo Modeling Expert Group*), um grupo dedicado a trazer novos estudos e ampliar conhecimentos dialogando com a comunidade científica e conduzindo uma ampla gama de pesquisas no campo das ciências das radiações. Composto por especialistas altamente capacitados em modelagem e simulação utilizando o método matemático de Monte Carlo, o MCMEG tem como principal objetivo contribuir para as áreas de dosimetria e proteção radiológica. O grupo se destaca por sua missão de promover cursos, exercícios de intercomparação, experimentos e apoio científico na área da modelagem e simulação computacional (*in Silico*) por meio do método de Monte Carlo em várias disciplinas das engenharias nucleares e ciências das radiações.

3.4.1 Modelagem e simulação computacional de sistemas de monitoração individual.

Em aplicações em sistemas de monitoração *in vivo*, mais especificamente na calibração em eficiência de contadores de corpo inteiro, ele é aplicado calculando a melhor geometria de contagem (Bento *et al.*, 2012; Ferreira *et al.*, 2023; Fonseca *et al.*, 2014; Fonseca *et al.*, 2014), na criação de fantasmas antropomórficos virtuais e analisando correções de eficiência de detectores individuais (Shypailo & Ellis, 2011), comparação entre a eficiência de vários fantasmas computacionais (Ferreira *et al.*, 2023; Fonseca *et al.*, 2014), calibração virtual de sistemas contadores de corpo inteiro (Park *et al.*, 2021), comparação entre métodos de calibração (Ródenas *et al.*, 2005), validação de fantasmas comparando resultados computacionais e experimentais, entre outros (Pacheco, 2023; Park *et al.*, 2023).

O processo de calibração com códigos de Monte Carlo normalmente se inicia com a modelagem detalhada do sistema contador de corpo inteiro, levando em conta suas características físicas, como os materiais dos detectores e a geometria de contagem do sistema com a inserção de fantasmas computacionais desenvolvidos exatamente para esse fim. Com base nesse modelo, o código realiza simulações de transporte de radiação, onde é possível inferir como as partículas de radiação emitidas por fontes internas ao fantoma, com origem determinada no software, interagem com os detectores do contador.

É então calculada a resposta do contador à radiação incidente, estimando a eficiência de detecção para várias energias e tipos de radiação. Esses cálculos são comparados com dados experimentais de calibração do contador. A partir dessa comparação, é possível ajustar os parâmetros do modelo do código para que os resultados simulados se aproximem dos valores reais medidos experimentalmente. Após a calibração, o modelo do código computacional pode ser validado por meio de novas medições experimentais. Se os resultados da simulação se mostrarem consistentes com as medições reais, o modelo é considerado válido, permitindo estimar a eficiência do contador em diferentes situações de exposição à radiação.

De modo geral, códigos de simulação de transporte de partículas desempenham um papel importante na calibração em eficiência de contagem dos contadores de corpo inteiro, além de diversos outros fins, fornecendo um meio preciso e detalhado para simular como esses dispositivos respondem à radiação emitida pelo corpo humano ou por fontes radioativas. Isso contribui significativamente para garantir a precisão e a confiabilidade desses dispositivos na medição e monitoramento da radiação. O MCNP, como citado, já é um código bem estabelecido e validado para essas aplicações.

3.5 TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D

A técnica de impressão 3D é um processo que permite a criação de objetos tridimensionais por meio da deposição camada por camada de materiais como plásticos, metais, cerâmicas e compostos especiais. Essa tecnologia oferece uma variedade de benefícios e aplicações em diversos setores, incluindo a área médica e radiológica. Os principais tipos de impressão 3D são *Fused Deposition Modeling* (FDM), no qual um filamento de material termoplástico aquecido que é depositado em camadas, solidificando-se conforme é resfriado. A estereolitografia (SLA, do inglês *Stereolithography*), no qual são utilizadas resinas fotossensíveis que são endurecidas por meio de luz ultravioleta, camada por camada, para formar o objeto desejado. Semelhantemente ao SLA, o processo de luz digital, ou DLP, utiliza luz para solidificar resinas fotossensíveis, porém com um processo que expõe uma camada inteira de uma vez, em vez de ponto a ponto como no SLA.

A capacidade da impressão 3D de criar modelos anatômicos complexos e dispositivos personalizados tem impactado positivamente a área médica. Ela permite a personalização de dispositivos implantáveis, treinamento cirúrgico, diagnóstico minimamente invasivo, pesquisa médica e modelos de doenças, levando potencialmente a implantes personalizados e sob demanda e produção de órgãos de engenharia de tecidos (Nagarajan *et al.*, 2018).

Na área da medicina radiológica, a técnica de impressão 3D é aplicada no desenvolvimento de modelos antropomórficos para controle de qualidade, otimização de protocolos, planejamento de tratamento e treinamento de técnicos de raios X e radiologistas (Bliznakova *et al.*, 2020). Além de impactar no desenvolvimento de simuladores para controle de qualidade em tomografia computadorizada, PET (do inglês, *Positron Emission Tomography*), SPECT (do inglês, *Single Photon Emission Computed Tomography*), ressonância magnética e ultrassonografia (Filippou & Tsoumpas, 2018). No mais, diversos fantomas têm sido desenvolvidos para dosimetria das radiações, principalmente em radioterapia (Fahimian *et al.*, 2023; Higgins *et al.*, 2022; Hong *et al.*, 2019; Pereira *et al.*, 2022).

No que tange à área de monitoração *in vivo*, Moratelli et al (2021) fabricaram um fantoma antropomórfico de tireoide para calibração de geometria de contagem para tireoide. Porém, a disponibilidade de estudos em literatura acerca da aplicação dessa técnica em fantomas de calibração em CCI ainda é escassa.

3 METODOLOGIA

Neste capítulo, serão delineados os procedimentos metodológicos adotados para o (1) desenvolvimento do fantoma em impressão 3D, (2) o estudo e a análise da atenuação do material tecido equivalente proposto e a modelagem e (3) simulações computacionais para avaliar a viabilidade e a susceptibilidade de uso do fantoma desenvolvido. Este trabalho foi inteiramente desenvolvido no Laboratório de Dosimetria Interna do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear em Minas Gerais, dentro do projeto de pesquisa “PPA 0006.27 - Desenvolvimento de Sistemas Dosimétricos” da instituição, coordenado pelo professor Dr. Bruno Melo Mendes.

Inicialmente, serão detalhados os passos seguidos para o projeto e fabricação do fantoma físico RFPID (do inglês, *Reference Female Phantom for Internal Dosimetry*) em impressão 3D. Isso incluirá o design do modelo a ser impresso, a seleção do material, os parâmetros de impressão utilizados e os processos e análises de pós-processamento. Em seguida, será descrita a metodologia empregada para estudar e avaliar a atenuação do material proposto, a gelatina balística, em comparação com tecido muscular humano. Isso envolve a realização de testes de atenuação usando fontes de radiação específicas e conhecidas, medição e cálculo dos coeficientes de atenuação e comparação com dados de referência do tecido humano. Para concluir o capítulo, serão discutidos os métodos e ferramentas computacionais utilizados para simular um cenário de monitoração com o simulador RFPID. Isso compreende a parte da modelagem e simulação do fantoma no ambiente de monitoração e a aplicação das condições relevantes e de interesse para estudar os parâmetros de eficiência de contagem.

3.1 DESENVOLVIMENTO DO FANTOMA

O fantoma físico *Reference Female Phantom for Internal Dosimetry* foi desenvolvido com base no *Reference Computational Phantom Adult Female (RCP_AF)* da ICRP-110 (ICRP, 2009). De acordo com a ICRP, considera-se uma mulher de referência como tendo 160 cm de altura de 60 kg de massa. O RCP_AF é

um fantoma computacional desenvolvido a partir de uma sequência de imagens de tomografia computadorizada de uma mulher de 43 anos de idade, com 163 cm de altura e com 59 kg de massa. A **Tabela 5** descreve algumas características do RCP_AF, demais informações acerca do modelo podem ser encontradas na ICRP *Publication 110* e seus anexos (ICRP, 2009).

Tabela 5. Principais características do RCP_AF/ICRP

Característica	RCP_AF
Altura (m)	1,63
Massa (kg)	60,0
Número de voxels de tecido	3.886.020
Espessura de corte (altura do voxel, mm)	4,84
Dimensão do voxel no plano XY (mm)	1,775
Volume do voxel (mm ³)	15,25
Número de colunas	299
Número de linhas	137
Número de cortes	346 (+2)*

* Cortes adicionais de pele no início e fim

Fonte: Adaptado de ICRP, 2009

O RCP_AF é disponibilizado em formato de texto, com a extensão .DAT. No contexto da criação do modelo físico do RFPID, foi necessária a conversão desse formato de arquivo para um formato de imagem com extensão .RAW. Esse processo foi viabilizado por meio da utilização de um programa desenvolvido em linguagem C++ (Mendes, 2017), de autoria do Prof. Dr. Bruno Melo Mendes do CDTN/CNEN.

O referido programa possibilitou a conversão dos dados de texto em um conjunto composto por 350 imagens axiais com extensão .RAW. Subsequentemente, essas imagens foram submetidas a manipulações mediante o emprego de ferramentas de software especializado, tais como ImageJ[®], GIMP[®], Amide[®], 3D Slicer[®] e FreeCAD[®]. Cabe ressaltar que o RFPID representa um fantoma de corpo inteiro que apresenta uma estrutura interna oca, destinada a ser

preenchida com material tecido equivalente (MTE). O processo de desenvolvimento do RFPID será exposto a seguir.

Visando adequar o modelo às capacidades de impressão das impressoras 3D, este foi dividido em múltiplas partes. Inicialmente, o software ImageJ® (Rasband, 2016) foi utilizado para extrair imagens axiais do arquivo .RAW de corpo inteiro, que foram posteriormente separadas em duas partes (lados direito e esquerdo do corpo). As imagens resultantes foram então convertidas em um arquivo binário. Toda a informação de heterogeneidade do tecido foi perdida nesta etapa e apenas a forma foi conservada. Após a binarização, as duas imagens apresentaram apenas duas cores: preto (valor 255), indicando pixels de tecido, e branco (valor 0), representando o ar circundante. Posteriormente a escala de pixels foi ajustada de 1,775x1,775x4,84 mm³ para 1x1x1 mm³ para melhorar a resolução da imagem. Além disso, técnicas de redução de bordas foram implementadas através da aplicação de um efeito 3D *Gaussian Blur* para suavizar as superfícies do fantoma. A imagem resultante do *Gaussian Blur* precisou ser binarizada mais uma vez, pois o efeito de desfoque gerou voxels com múltiplos tons de cinza (valores entre 1 e 254). Posteriormente, foram obtidas 16 imagens dividindo os cortes axiais do fantoma em oito segmentos de cada lado: sete com 20 cm de altura e um com 29,4 cm.

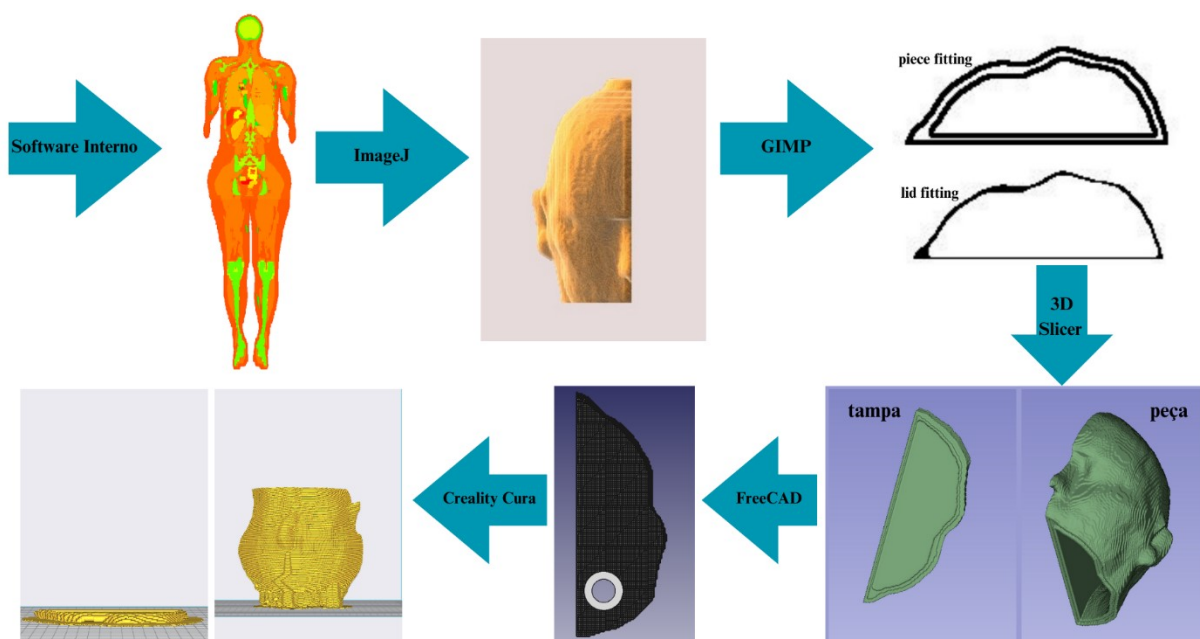
Para atender aos requisitos de um simulador físico usado para calibração do sistema de monitoração *in vivo*, cada uma das 16 partes deve ser oca para permitir o preenchimento no futuro com uma fonte radioativa certificada. Assim, cada parte teve que ser dividida em duas estruturas de subpartes: uma estrutura oca com uma extremidade fechada e a sua respectiva tampa. A casca da estrutura vazada foi gerada utilizando o software ImageJ®. A imagem original de cada parte foi sistematicamente reduzida através de sete iterações de erosão de imagem, removendo 7 mm de “tecido”. A partir daí a imagem original da peça foi subtraída da imagem erodida, resultando em uma estrutura de casca com 7 mm de espessura. Porém, algumas discontinuidades (buracos ou paredes muito finas) foram observadas em regiões com curvas mais angulares. Para selar esses furos foi executada uma operação de *Reslice*, que consiste na rotação de 90° das imagens. Os procedimentos de erosão e subtração das etapas anteriores foram executados

na imagem que passou pelo processo de *Reslice* na etapa anterior, resultando em uma segunda casca da mesma peça. A segunda casca também apresentava buracos, mas em locais diferentes. A operação "*Image Calculator = OR*" combinou a primeira e a segunda imagens da casca, resultando em uma casca completamente vedada com 7 mm de espessura mínima de parede.

Utilizou-se o software GIMP® (Lecarme & Delvare, 2012) para construir, em cada uma das 16 peças, um canal em forma de U (com 2mm de profundidade e 1mm de largura) para servir de encaixe fêmea para a tampa. Posteriormente, foi criada um encaixe macho em cada tampa.

As imagens da peça vazada e sua respectiva tampa foram convertidas para o formato DICOM utilizando o software ImageJ®. No entanto, as informações da escala de voxel são perdidas durante o processo de salvamento. Para resolver isso, as escalas de voxel foram redefinidas para 1x1x1 mm³ usando o software AMIDE® (Loening & Gambhir, 2003). As peças foram posteriormente convertidas para arquivos .STL (estereolitografia) compatíveis com impressoras 3D utilizando o software 3D Slicer® (Pieper *et al.*, 2004). Como etapa final no processo de criação das tampas, um furo circular foi incorporado para possibilitar a inserção de um funil destinado ao preenchimento das peças com material radioativo, utilizando o software FreeCAD®.

Figura 11. Processo de desenvolvimento do RFPID



Esquema do de desenvolvimento do RFPID 3D, com uma peça da cabeça como exemplo.

Fonte: A Autora

Para a impressão das peças, foram utilizadas duas impressoras 3D Creality Ender 5 Plus (Shenzhen Creality 3D Technology CO., LTD, China), que possuem uma área de impressão de $350 \times 350 \times 400 \text{ mm}^3$ (LxCxA). Elas são impressoras que empregam o método FDM (do inglês, *Fusion Deposition Modeling*) de impressão. O filamento utilizado foi o PLA (do inglês, *Polylactic Acid*) transparente *premium* (3DLab Indústria Ltda., Brasil) devido à sua boa equivalência de atenuação aos tecidos moles (Savi *et al.*, 2020, 2021) e é um dos materiais mais fáceis de manusear na impressão 3D. Além disso, o PLA é vegetal e biodegradável, o que o torna ecologicamente correto.

Para o fatiamento das peças para impressão, foi utilizado o programa fatiador próprio da empresa fabricante das impressoras, o Creality Cura. Os parâmetros de impressão utilizados são descritos na **Tabela 6**.

Tabela 6. Parâmetros de fatiamento para impressão do RFPID

Parâmetro	Valor
Temperatura de mesa	55 °C
Temperatura da extrusora	220 °C
Espessura de camada	0.28 mm
Espessura da camada inicial	0.28 mm
Espessura de parede	0.8 mm
Número de camadas de parede	2
Porcentagem de preenchimento	25%
Perfil de preenchimento	Cúbico
Velocidade de impressão	85 mm/s
Velocidade de impressão (camada inicial)	15 mm/s
Diâmetro bico de extrusão	0.4 mm
Diâmetro do filamento	1.75 mm

Fonte: Elaborado pela Autora

Após a impressão de todas as peças e suas respectivas tampas, o que durou aproximadamente dois meses, foi utilizado um plástico termoencolhível para unir as peças e permitir a visualização do modelo completo. O processo completo, contando com o passo-a-passo para a manipulação e design do fantoma, encontra-se no Apêndice I deste trabalho.

3.4.1 Pós-processamento

Após a impressão, testes de materiais para impermeabilização das peças e vedação do encaixe entre peça e tampa foram necessários. Foram testados dois tipos de impermeabilizantes, com três aplicações externas e internas na peça: Revestik™ Emborrachamento Spray Preto (TBR Adesivos e Selantes LTDA) e resina epóxi (Real Epóxi). Para a vedação, foram selecionados dois tipos de colas: Adesivo de Poliuretano Preto (Orbi Química) e Cola de Silicone Acética (Tekbond – Saint-Gobain). O teste consistiu na observação de existência de vazamentos nas peças após a inserção de água, marcada com o traçador de fluxo uranina. A uranina

é um tipo de corante amarelo que permite a visualização de possíveis vazamentos e rachaduras em materiais onde tem um fluxo, como o de água, por exemplo.

O acompanhamento da perda de massa através do tempo foi realizado durante um período de aproximadamente três meses, utilizando uma Balança de Precisão Bel 0,01g 2,200g (Bel Engineering®).

4.2 FILAMENTO DE IMPRESSÃO

4.2.1 Estudo da densidade do material

A densidade dos objetos impressos em 3D pode variar com base no filamento e nas técnicas de enchimento utilizadas durante a impressão (Savi *et al.*, 2021; Villani *et al.*, 2020). A densidade do material utilizado na produção de um fantoma físico é um parâmetro importante que afeta as propriedades de atenuação do objeto. Assim, para examinar a densidade do PLA após o processo de impressão, dez objetos de teste foram impressos em 3D com geometrias cúbicas e paralelepípedas. Os parâmetros de impressão aplicados na fabricação do fantoma, conforme descritos na **Tabela 6**, foram os mesmos utilizados para impressão destes objetos de teste. Os objetos cubo tinham arestas medindo 0,35 cm, 0,5 cm e 0,7 cm. Por outro lado, os objetos em forma de paralelepípedo eram diferentes em tamanho, mas cada um tinha pelo menos uma borda de 0,7 cm, que é a espessura mínima da parede das partes físicas do fantoma descritas posteriormente.

Para determinar a densidade dos objetos, foi utilizada a fórmula da **Equação 5**:

$$\rho = \frac{m}{v}, \quad (\text{Equação 5})$$

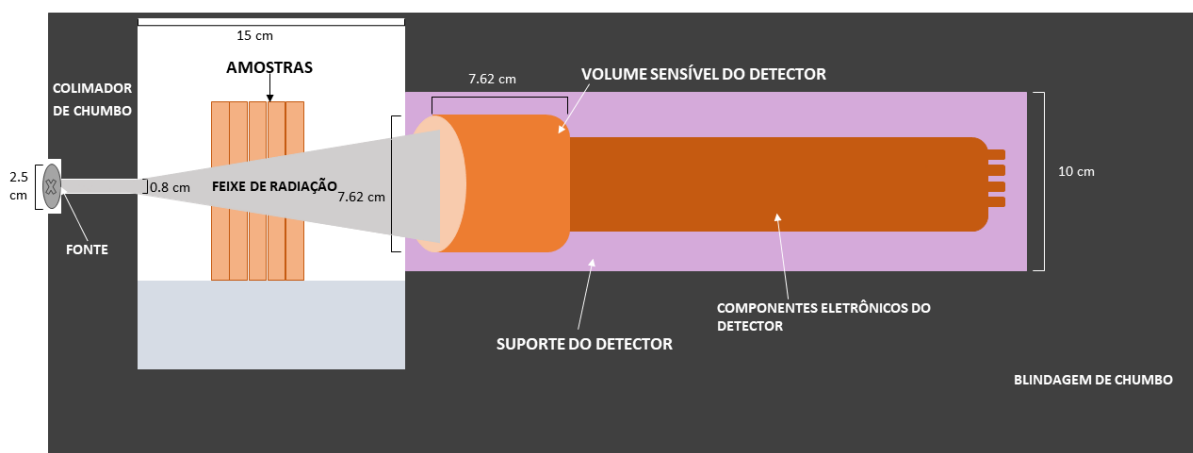
onde, ρ indica a densidade, m representa a massa e v indica o volume. Para garantir a exatidão dos nossos cálculos de densidade, cada peça impressa foi submetida a cinco pesagens utilizando uma balança analítica Mettler Toledo ME204/A (Mettler Toledo Indústria e Comércio LTDA, Brasil) para ter em conta eventuais erros de medição.

Um segundo método foi usado para calcular a densidade média de PLA no simulador físico impresso. A massa do fantoma impresso (vazio, ou seja, com ar em suas cavidades) foi medida em uma balança de peso Welmy (W 200). O volume de PLA do fantoma foi calculado a partir da imagem 3D do modelo usando um programa C++ interno. A densidade foi obtida a partir do quociente entre a massa do modelo vazio e o volume do PLA utilizando a **Equação 4**.

4.2.2 Estudo da atenuação do PLA

Para estudo da atenuação do PLA, foram impressas cinco placas com dimensões de 10x10x1 cm³, seguindo o mesmo padrão de preenchimento (25%) e demais parâmetros de impressão do RFPID, conforme descrito na **Tabela 6**. Para o teste, foi montado um setup com uma fonte pontual de Radio-226 e um detector NaI(Tl) 3" x 3", selados com camadas de chumbo para diminuir interferência da radiação ambiente. O feixe foi colimado também com chumbo com um furo de passagem de 8 mm de diâmetro. A distância entre a saída do feixe e a face do detector foi de 15 cm. Um desenho esquemático do setup é demonstrado na **Figura 12**.

Figura 12. Desenho esquemático do setup de teste de atenuação



À esquerda, o posicionamento da fonte de Radio-226 e a colimação e blindagem de chumbo. À direita, o detector NaI(Tl) . Entre eles, um exemplo do posicionamento das amostras. Detalhes de dimensões são descritas na imagem.

Fonte: Elaborado pela Autora

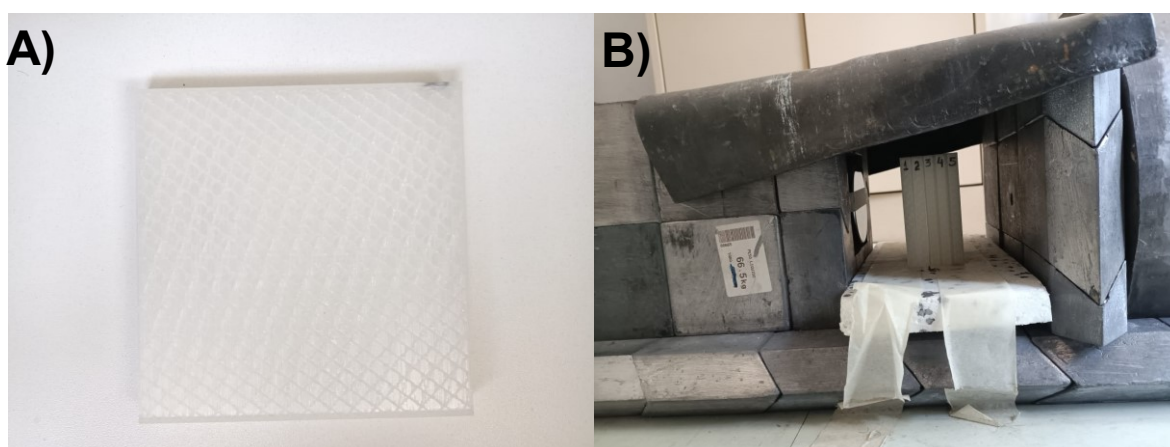
Foram colocadas as cinco placas entre a fonte e o detector e as aquisições do espectro foram feitas utilizando o Genie™ 2000 Spectroscopy Software (Canberra Industries, Inc., Parkway, Meriden, Connecticut, USA). As placas foram então removidas uma a uma, de forma a variar a espessura do material, e o processo de aquisição repetidos para cada espessura. O cálculo do coeficiente de atenuação linear seguiu a **Equação 2**, da lei de atenuação linear citada no Capítulo 3.2.2:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (\text{Equação 2})$$

onde, I representa a intensidade final do feixe de fótons após passar pelo material, I_0 é a intensidade inicial do feixe, μ é o coeficiente de atenuação linear e x é a espessura do material. Aqui, para cada energia, I_0 , foi considerada a área do pico sem nenhuma amostra e, I , a área do pico obtida com uma amostra de espessura x .

Por se tratar de uma análise de espectro, os fótons de espalhamento não afetam a área do pico em análise, uma vez que sua energia mais baixa é computada em outra região do espectro. A **Figura 13** apresenta o cenário real do setup de experimento. Nela, podem ser vistas exemplos das amostras impressas (A) e uma imagem focada do setup real (B).

Figura 13. Setup do experimento de atenuação



Em A) fotografia da vista da maior área da placa, onde é possível observar o padrão de preenchimento delas; em B) fotografia da vista lateral do setup de experimento com as cinco placas posicionadas. À esquerda, vista da face do detector NaI(Tl), à direita, vista do furo de saída do feixe.

Fonte: A Autora

Para comparação, os dados de composição do tecido muscular humano foram adquiridos por meio da ICRU-44 (ICRU, 1989) e, a partir disso, os coeficientes de atenuação mássico do músculo foram obtidos no banco de dados NIST XCOM (NIST, 2023) e, a partir deles, o coeficiente de atenuação linear foi determinado. As diferenças foram calculadas seguindo a **Equação 6**

$$\Delta = \left[\frac{(\mu_{material} - \mu_{músculo})}{\mu_{músculo}} \right] \cdot 100 \quad (\text{Equação 6})$$

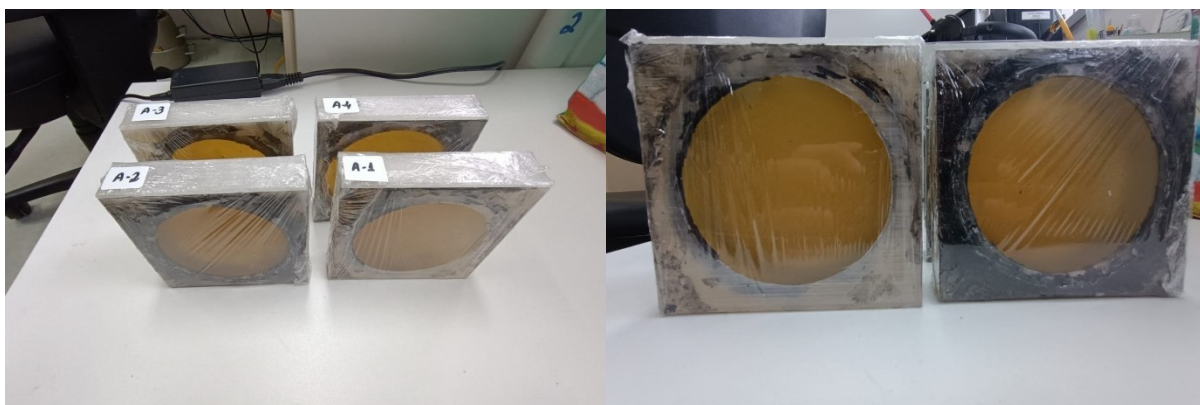
4.3 PRODUÇÃO E TESTES DO GEL BALÍSTICO

Dois grupos do gel balístico, nominados como Grupo 1 e Grupo 2, com quatro amostras cada, foram feitos por meio da seguinte composição:

- água destilada (68,5%);
- glicerina (4,1%);
- gelatina bovina (27,4%).

Todos os ingredientes foram misturados por aproximadamente 15 minutos a 90°C até se obter uma mistura uniforme. Foi então interrompido o fornecimento de calor e a agitação continuou até a solução atingir 40°C. O gel balístico resultante foi distribuído em quatro moldes impressos em 3D, cada um medindo 10x10x2 cm, e posteriormente refrigerado a 5°C durante quatro horas para atingir a gelificação ideal.

Figura 14. Modelo de amostra pós gelificação



À esquerda, vista superior das quatro amostras e, à direita, a vista frontal.

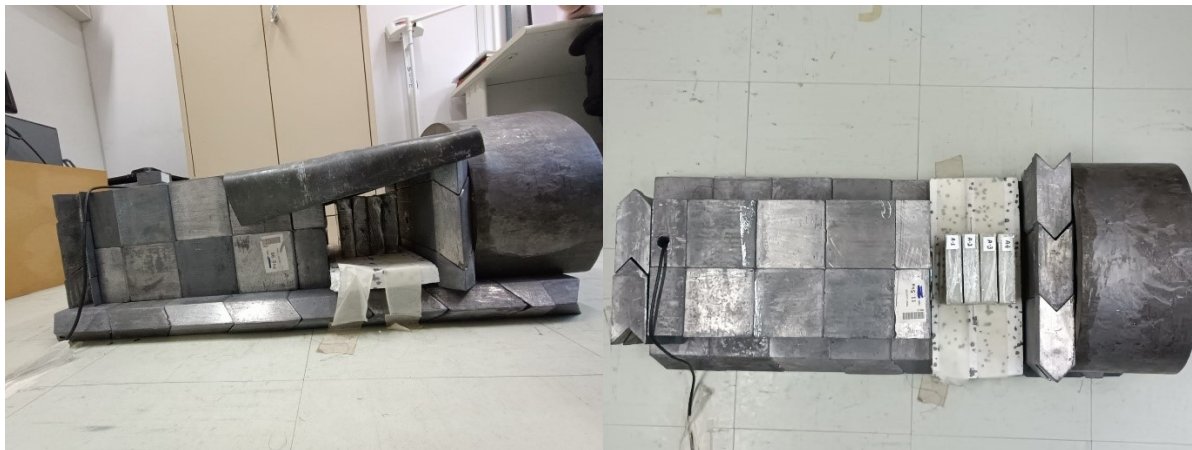
Fonte: A Autora

O setup experimental e as aquisições forem feitas exatamente como as descritas anteriormente para o PLA no subtópico 4.2.2 deste trabalho. O mesmo processo de comparação dos coeficientes com os do músculo foi feito para o gel balístico, com o adicional dos materiais polimetilmetacrilato (PMMA) e a água, que

são materiais comumente utilizados como tecido-equivalentes no desenvolvimento de fantasmas. Os dados de composição e densidades desses dois materiais foram tirados do compêndio “*Data Mining Analysis and Modeling Cell Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*” (PNNL, 2021) e os coeficientes de atenuação mássico obtidos por meio do software NIST XCOM e, a partir deles, os coeficientes de atenuação linear foram determinados a partir da **Equação 2**.

A partir da composição química encontrada para o gel balístico, os coeficientes de atenuação também foram obtidos do NIST XCOM para analisar se os resultados experimentais estarão de acordo com os do NIST. A densidade mássica do gel balístico (gm.cm^{-3}) foi calculado por meio da **Equação 5**.

Figura 15. Setup experimental para teste de atenuação do gel balístico



À esquerda, a vista lateral do setup com a folha de chumbo o cobrindo e, à direita a vista superior do setup sem a folha de chumbo.

Fonte: A Autora

Além disso, a consistência do gel, o crescimento microbiano e a perda de água foram avaliados qualitativamente em ambiente refrigerado (aproximadamente 5°C), em temperatura ambiente controlada (23°C) e em temperatura ambiente descontrolada (variação de 25° até 38°C) para o Grupo 1. Para o Grupo 2, foi realizada a esterilização do material por meio de irradiação gama no Laboratório de

Irradiação Gama do CDTN, sendo aplicadas uma dose de 25 kGy em duas amostras e 50 kGy em outras duas amostras. Para tal, foi utilizada uma fonte de ^{60}Co com atividade de 55971 Ci, com as amostras a uma distância de 56 cm (25 kGy) e 37 cm (50 kGy), o tempo de irradiação foi de 24 horas para todas as amostras. Os objetivos de avaliação supracitados para o Grupo 1 foram conduzidos para o Grupo 2 em temperatura ambiente controlada (23° C).

4.3.1 Simulação computacional

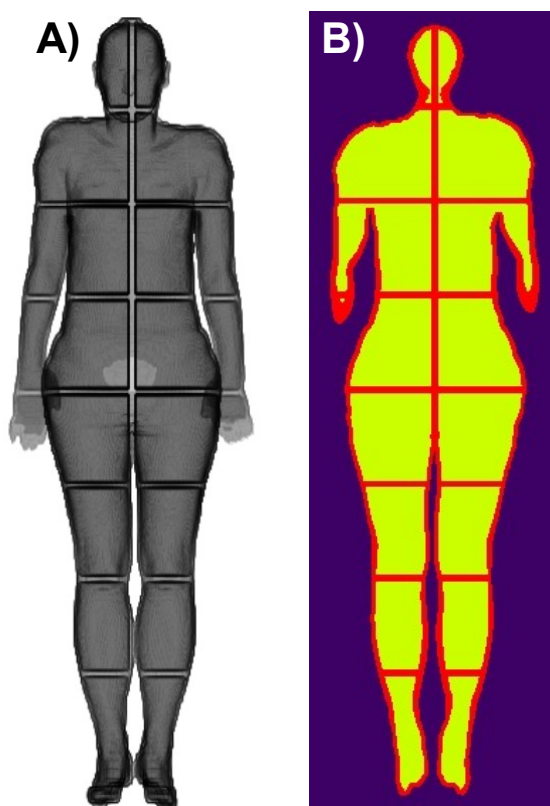
Para avaliar a adequação dos resultados, também foi realizada, com os integrantes do grupo MCMEG, simulações computacionais do coeficiente de atenuação linear do gel balístico levando em consideração a densidade e composição do material. Para isso, o código de Monte Carlo TOPAS versão 3.8 foi utilizado (Pearl *et al.*, 2012)

Foram consideradas fontes monoenergéticas com as mesmas energias avaliadas experimentalmente com o Ra-226, com o setup da lei de atenuação de fótons descrito por Paixão e Fonseca (2022). O cartão de registro de resultados “Fluência” foi utilizado, os demais parâmetros de transporte seguiram o padrão do TOPAS. O número total de partículas simuladas foi 10^7 com um erro relativo abaixo de 1%. As simulações foram rodadas em um computador CPU Intel® i7 9ª geração 3 GHz e 16 GB de RAM.

4.4 MODELAGEM E SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO RFPID

O fantoma computacional de voxel RFPID foi criado a partir das imagens utilizadas no processo de impressão 3D do modelo físico, combinando todas as imagens e formando o modelo completo (**Figura 16A**). As dimensões da matriz do fantoma foram (178 x 565 x 82) mm³, com tamanho de voxel de (3 x 3 x 3) mm³. A imagem .RAW do modelo computacional (**Figura 16B**) foi traduzida em dados compatíveis com o código MCNP através da utilização de um programa C++ interno.

Figura 16. Imagens do RFPID



A) Imagem 3D renderizada do RFPID e; B) Corte transversal do modelo computacional.

Fonte: Elaborado pela Autora

O desenvolvimento do fantoma computacional de voxel envolveu a utilização de três materiais: Ácido Polilático (PLA) como filamento para o processo de impressão 3D, gel balístico como material de enchimento interno e ar externo do ambiente circundante. A composição química do gel balístico foi determinada com base na composição de seus componentes e nas proporções utilizadas. A **Tabela 7** descreve as densidades e composições dos materiais empregados na simulação.

Tabela 7. Composição elementar e densidade do material utilizado nas simulações.

Material	Densidade (g.cm ⁻³)	Composição	
		Elemento	Porcentagem de peso
PLA (Hamad <i>et al.</i> , 2015)	0,6*	H	5,6%
		C	50,0%
		O	44,4%
Gel balístico (ChemBK, 2023; PNNL, 2021)	1.11*	H	9,86%
		C	12,61%
		O	77,52%
Ar (PNNL, 2021)	0,001205	C	0,012%
		N	75,526%
		O	23,178%
		Ar	1,282%

*Obtido experimentalmente

Fonte: Elaborado pela Autora

O modelo computacional de voxel foi inserido no setup do sistema de monitoração *in vivo* do LDI Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CDTN/CNEN, Brasil) que contém um Contador de Corpo Inteiro (CCI). O sistema de monitoramento foi previamente modelado e validado por Pacheco (2023). O sistema é equipado com um detector cintilador NaI(Tl) de 8" x 4", posicionado próximo à região abdominal. Este posicionamento do detector foi estabelecido em diversas pesquisas como a região mais eficiente para contagem (Ferreira *et al.*, 2023; Fonseca *et al.*, 2014; Fonseca *et al.*, 2014; Paiva *et al.*, 2016; B. Zhang *et al.*, 2008).

Para simular a faixa de energia de fótons normalmente investigados em sistemas de CCI, fontes isotrópicas de fótons monoenergéticos, variando entre 25 keV e 3.000 keV, foram misturadas ao material referente ao gel balístico de forma uniforme no interior do RFPID. Utilizando o cartão Tally F8 (pulse-high) do MCNP6.2 que permite obter como resultado das simulações um espectro de contagem por energia ou a altura de pulso do fóton de interesse no volume sensível do detector (Ferreira *et al.*, 2023; Fonseca *et al.*, 2014; Fonseca *et al.*, 2014; Mendes *et al.*, 2016; Paiva *et al.*, 2016). Os dados espectrais foram obtidos em 1.024 canais de energia, com 3 keV de energia em cada, o que se assemelha à configuração do

detector NaI(Tl) do CCI. Para calcular a eficiência absoluta de cada energia, foi determinado o quociente dos pulsos no canal do fotopico por partícula emitida pela fonte.

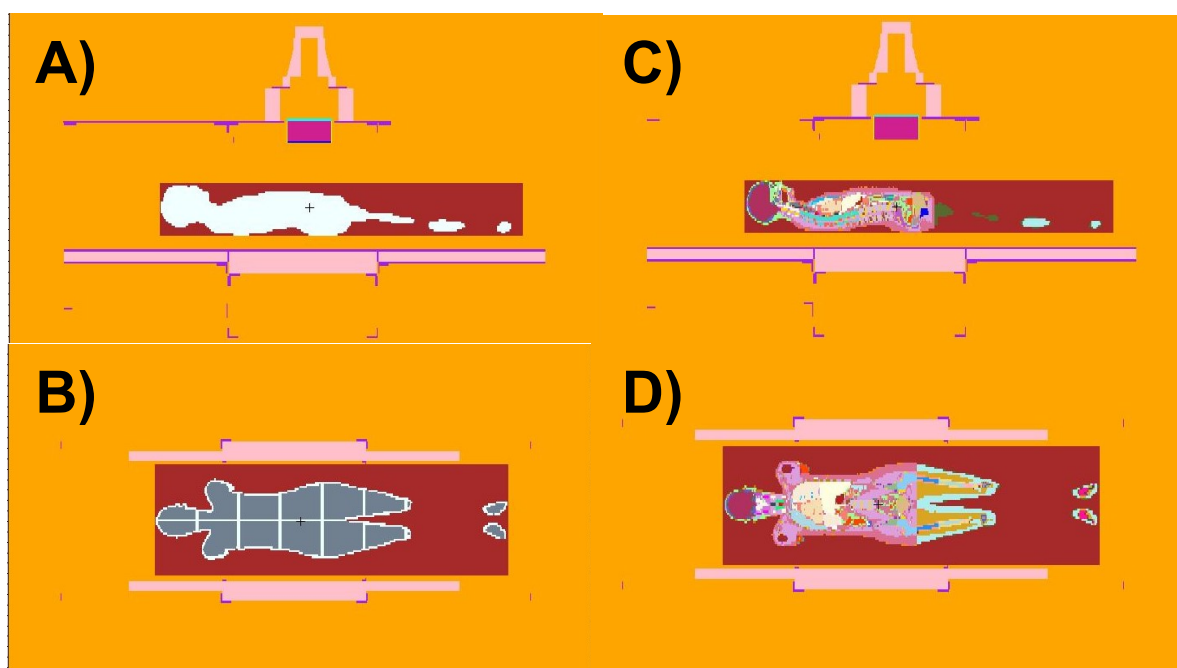
Para fins de comparação, as simulações realizadas com o RFPID foram repetidas utilizando o simulador heterogêneo, em termos de composição tecidual e densidades, RCP_AF com a mesma geometria e energias de partícula. A fonte de radiação foi distribuída uniformemente por todo o tecido mole do simulador. Os cálculos seguiram a mesma metodologia aplicada por Paiva et al (2016). Posteriormente, os resultados foram graficamente plotados e a curva de eficiência em função da energia para os fantasmas computacionais de voxel RFPID e RCP_AF foram obtidas. A configuração modelada para ambos os fantasmas é mostrada na **Figura 17**. A diferença foi calculada seguindo a **Equação 7** abaixo.

$$\Delta = \left[\frac{(\varepsilon_{RFPID} - \varepsilon_{RCP_AF})}{\varepsilon_{RCP_AF}} \right] \cdot 100 \quad (\text{Equação 7})$$

onde ε representa a eficiência absoluta do detector.

Para a simulação, o código MCNP6.2 foi executado em um DELL XPS 8700, CPU Intel® Core™ i7-4790 a 3,6 Hz, 16 GB de RAM, Windows 8.1 Pro x64. As bibliotecas utilizadas para dados de sessão de choque foram *mcplib84* para fótons e *e103* para elétrons. Nenhuma alteração foi feita no padrão de transporte de partículas MCNP e algoritmos de redução de variância não foram utilizados. A execução das simulações terminou quando o número de 10^7 histórias de partículas foi realizada para cada simulação mantendo um erro relativo na faixa de 1%.

Figura 17. Posicionamento dos fantasmas RFPID e RCP_AF no CCI.



Na imagem, os cortes sagital (A) e transversal (B) do RFPID posicionado no CCI e cortes sagital (C) e transversal (D) do fantoma RCP_AF posicionado no CCI.

Fonte: A Autora

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, os resultados obtidos (1) do desenvolvimento do fantoma em impressão 3D, (2) dos estudos de atenuação do material tecido equivalente e (3) das simulações computacionais de teste de susceptibilidade de uso do modelo serão apresentados e discutidos.

Primeiramente, os resultados do processo de desenvolvimento do fantoma são detalhados, abordando aspectos como a precisão dimensional, densidade e atenuação do material, a qualidade da impressão, a fidelidade do modelo em relação ao projeto inicial e as características físicas do fantoma produzido. Em seguida, são apresentados os resultados dos estudos de atenuação do material de preenchimento proposto, demonstrando os coeficientes de atenuação obtidos em comparação com os tecidos biológicos de referência. Isso inclui gráficos, tabelas e análises comparativas para validar a tecido equivalência do material proposto. Em conclusão a esta seção, os resultados das simulações computacionais são exibidos, mostrando a resposta do fantoma em diferentes cenários de exposição à radiação simulada. São apresentadas análises dos dados gerados, incluindo a precisão, a confiabilidade e a capacidade do fantoma em simular adequadamente as condições desejadas.

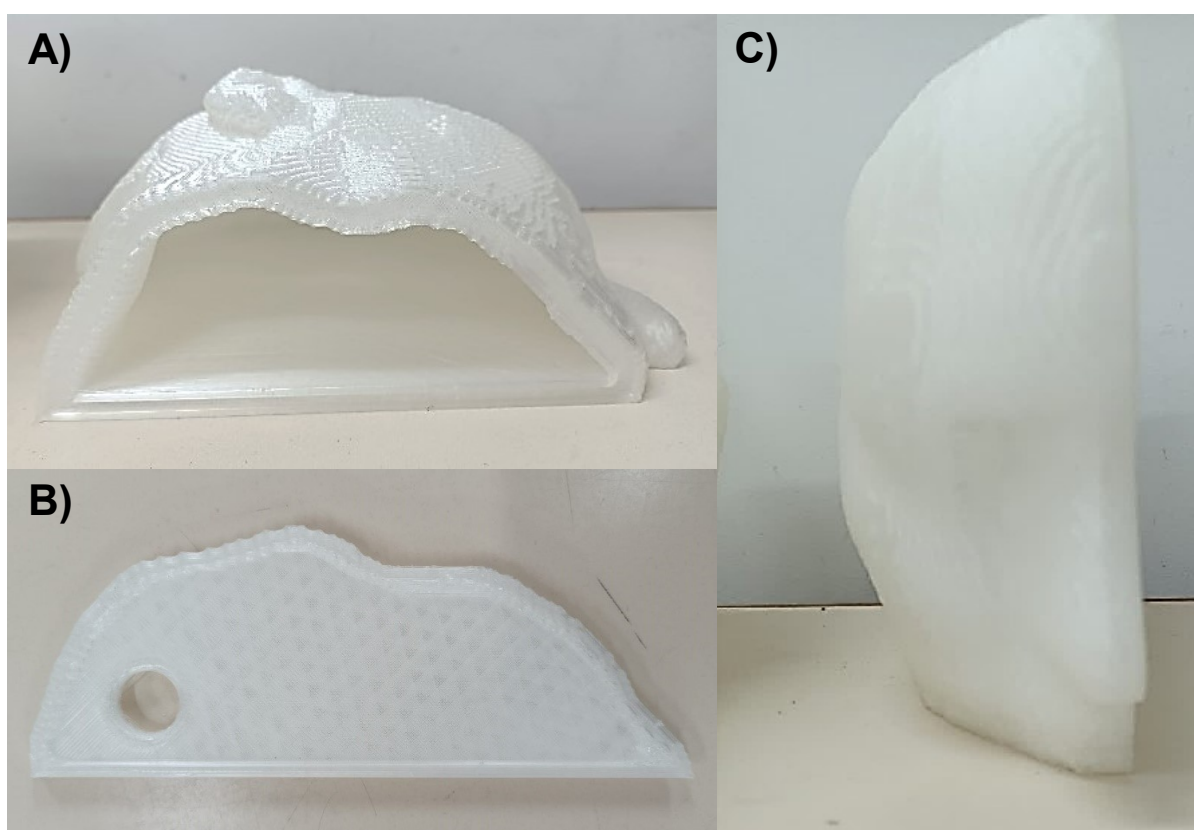
5.1 DESENVOLVIMENTO DO FANTOMA

A metodologia desenvolvida neste estudo permitiu a geração de imagens 3D de 16 peças que, juntas, compõem o fantoma feminino de referência da ICRP. Todo o processo de manipulação de imagens envolveu apenas software freeware. Estas peças, separadas em volumes ociosos com respectivas tampas, foram impressas com sucesso em impressoras 3D de baixo custo. Cada peça teve uma duração de impressão única e exigiu uma quantidade específica de material, acumulando um tempo total de impressão de cerca de dois meses para finalizar todo o fantoma. A impressão completa do RFPID, juntamente com as suas peças e suportes, utilizou

cerca de 15 kg de filamento, o que equivale a uma despesa financeira de cerca de USD 300,00.

Os componentes impressos em 3D e os encaixes adicionados atenderam com sucesso ao seu propósito. A **Figura 18** mostra um exemplo de peça de uma parte da cabeça, com seu interior oco e sua tampa.

Figura 18. Exemplo de uma peça do RFPID



A) Mostra a peça de parte da cabeça com estrutura interna oca para preenchimento e o canal de encaixe para a tampa; B) apresenta a tampa com o furo para inserção do material de preenchimento e o encaixe tipo macho e; C) A peça e sua tampa encaixadas, formando a peça completa.

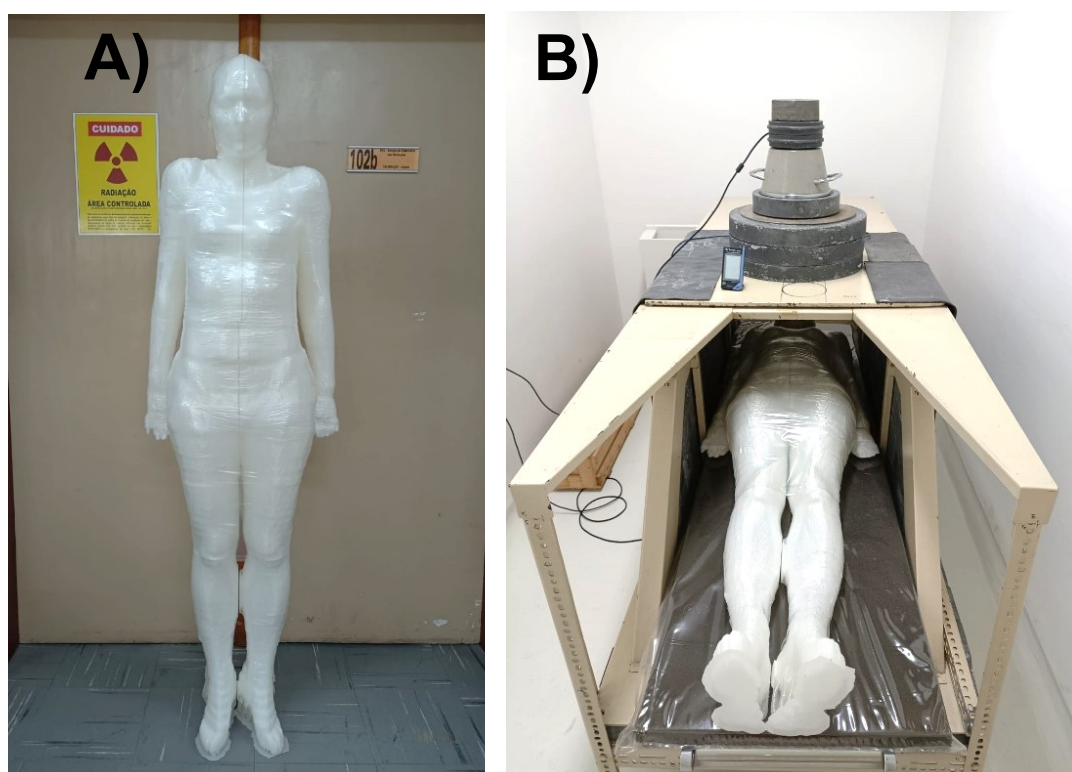
Fonte: A Autora

O modelo impresso está alinhado com as diretrizes da ICRP em tamanho e formato da mulher de referência, medindo 163 cm. Espera-se também que o modelo atinja o peso aproximado de 60 kg após ser preenchido com o material tecido-

equivalente contendo o material radioativo, vazio, seu peso total é de 10,72kg. Esta fidelidade aos padrões de referência aumenta a precisão da calibração para cenários de contaminação real envolvendo indivíduos do sexo feminino, quando comparado ao de referência (ver seção 5.4). A aplicação da tecnologia de impressão 3D associada à metodologia desenvolvida neste trabalho proporciona flexibilidade para desenvolver modelos personalizados, adaptados às necessidades específicas dos serviços de monitorização *in vivo*, baseados na manipulação de imagens.

A **Figura 19** ilustra o resultado da impressão do RFPID, destacando características anatômicas claramente definidas que estão muito mais próximas da realidade do que os fantasmas físicos comerciais de corpo inteiro atualmente disponíveis, como o BOMAB, EMMA *etc.*

Figura 19. Fantoma de corpo inteiro RFPID



A) Mostra o fantoma montado completo em posição ortostática e; B) posicionado na cama do Contador de Corpo Inteiro

Fonte: A Autora

O RFPID foi estrategicamente projetado para atender às necessidades de calibração do laboratório LDI/CDTN, especialmente em configurações de postura supina. Embora não seja categorizado como um fantoma modular, o RFPID oferece a flexibilidade de ser posicionado em configurações que incluem posturas ortostáticas e sentadas em cadeiras, em semelhança a outros modelos como o BOMAB (ANSI, 1999), UP-02T (Kovtun *et al.*, 2000) e EMMA (Lebacqz *et al.*, 2011). Isso confere versatilidade ao posicionamento do fantoma, permitindo sua aplicação em diversas situações experimentais.

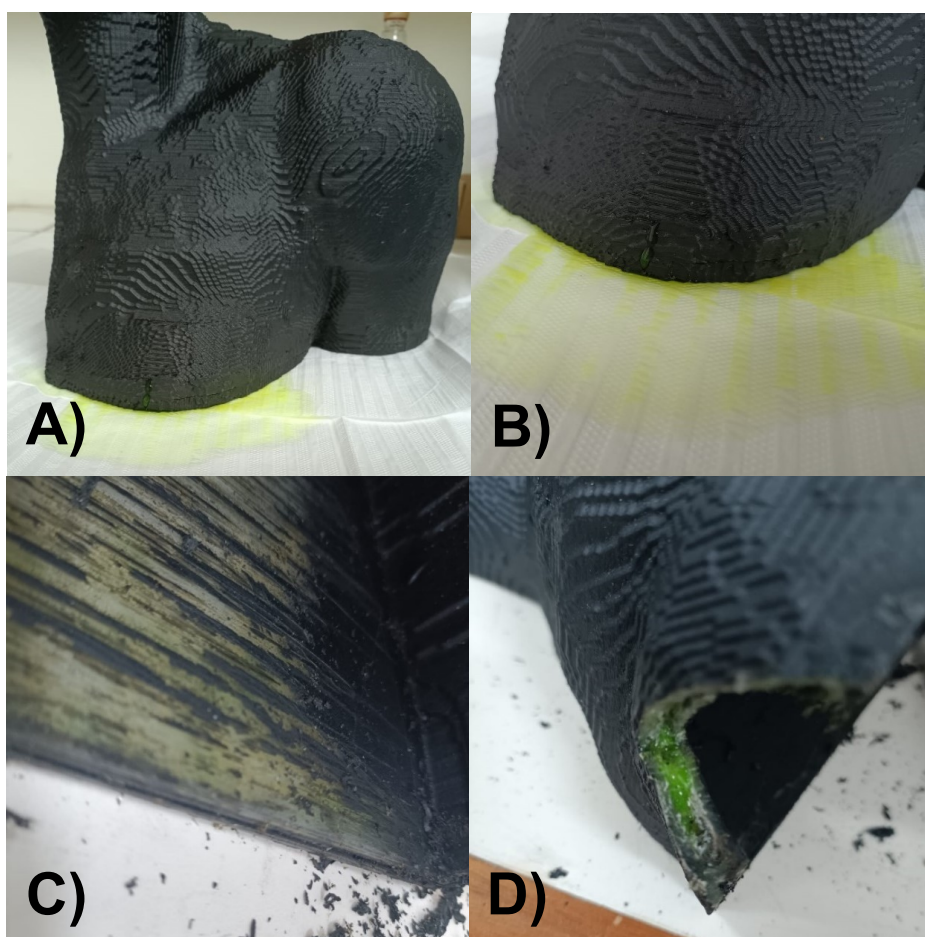
O RFPID é projetado para ser um fantoma de longa duração, que é esperada devido à longa meia-vida do Eu-152 (13,6 anos) e aos processos aplicáveis de conservação do gel balístico. Isso elimina a necessidade de reabastecimento frequente com material radioativo. Essa abordagem não apenas reduz os custos financeiros, mas também minimiza a produção de resíduos radioativos, representando uma significativa melhoria em relação às alternativas disponíveis atualmente. Além disso, a durabilidade do RFPID reduz o potencial de contaminação externa e interna, o que é uma preocupação recorrente na preparação e enchimento de fantasmas tradicionais. A escolha do Eu-152 está ligada principalmente ao seu tempo de meia-vida e sua emissão gama em uma ampla faixa de energia, vantajoso para calibração do CCI.

Os recursos gastos no projeto giram em torno de US\$ 2.500,00 incluindo a compra das duas impressoras 3D. Os próximos passos são a selagem das peças com resina epóxi e o preenchimento das peças com gel balístico contendo Eu-152. Esta é uma etapa complexa e demanda um investimento considerável de tempo devido ao manuseio de fonte radioativa não selada e em grande quantidade de material. Os recursos previstos para estas etapas são da ordem de US\$ 350,00. Esse fato demonstra que é possível construir um fantoma físico antropomórfico e antropométrico adequado com seu valor de custo de aproximadamente US\$ 2.850,00 que é aproximadamente 75% inferior aos fantasmas comerciais comumente usados para fins de calibração de CCI. Esses fantasmas custam acima de US\$ 10.000,00 no mercado atual.

4.4.1 Pós processamento

A peça impermeabilizada com o Revestik™ Emborrachamento Spray Preto e vedada com Adesivo de Poliuretano Preto apresentou vazamento da água, penetrando a camada preenchida que pode ser observada na **Figura 20**. Por outro lado, na peça impermeabilizada com resina epóxi e vedada com cola de silicone acética, não houve qualquer tipo de vazamento do líquido, um exemplo da mesma é visto na **Figura 21**.

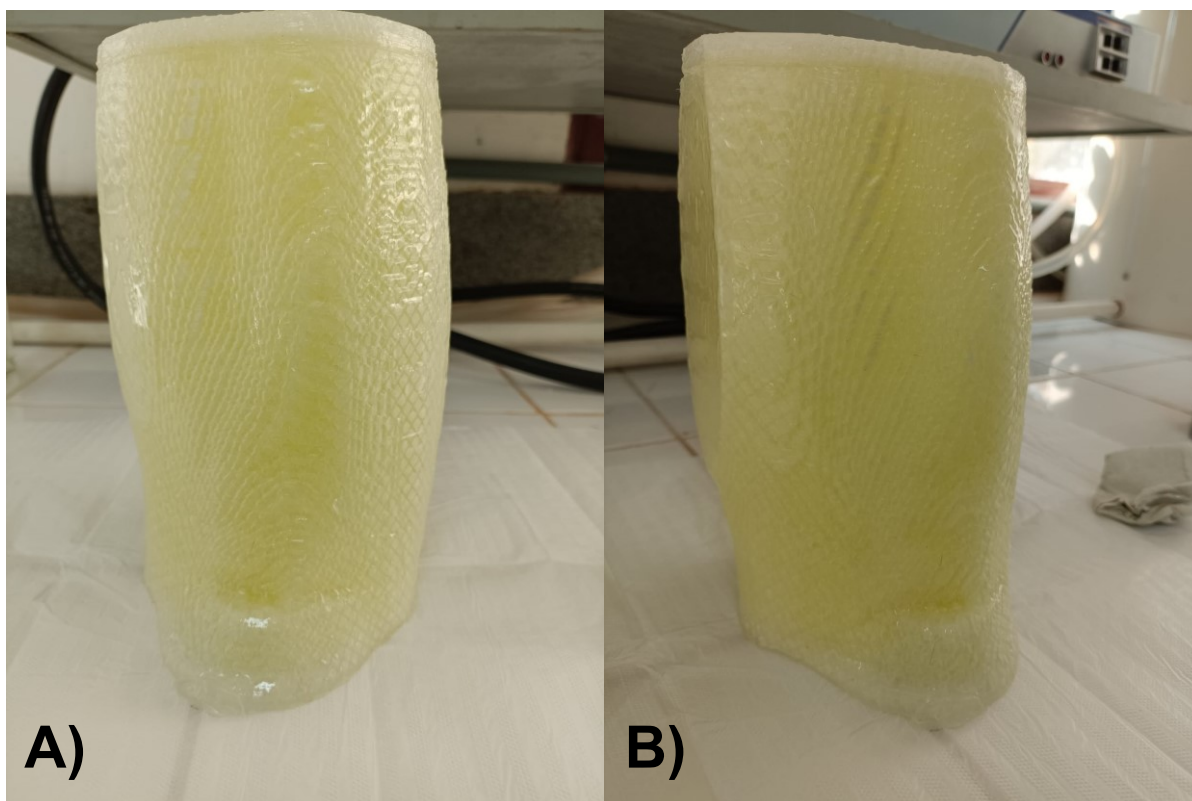
Figura 20. Teste de vazamento da peça impermeabilizada com emborrachamento spray e vedada com cola de poliuretano



Em A) é possível ver o vazamento da água inserida na peça e em B) é possível ver que a fonte do vazamento provém da parede da peça, não na área de encaixe vedada com a cola de poliuretano. Na imagem C) é possível observar a penetração da água em toda parte interna da área impressa e em D) um corte da área de vazamento.

Fonte: A Autora

Figura 21. Teste de vazamento da peça impermeabilizada com resina epóxi e vedada com cola silicone acético



Em A) a vista frontal e em B) a vista oblíqua da peça sem qualquer fonte de vazamento ou impermeabilização na casca impressa ou na área de encaixe entre peça e tampa.

Fonte: A Autora

Mediante a definição da combinação resina epóxi para impermeabilizante e cola de silicone acética como os materiais ótimos para uso nas peças, o acompanhamento da perda de massa em função do tempo foi realizado com a mesma e com o mesmo modelo sem preenchimento interno (**Figura 22**), e plotados no gráfico presente na **Figura 23**.

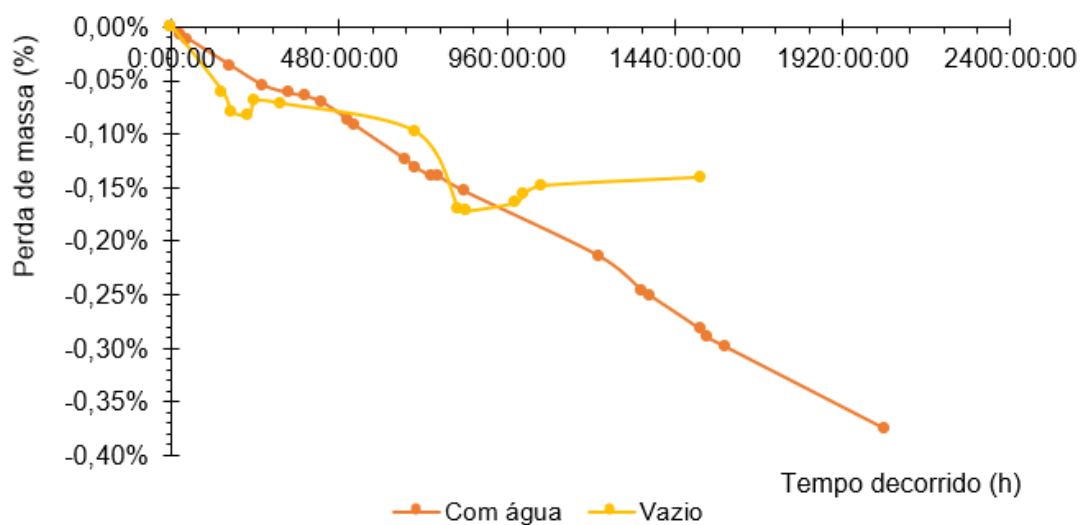
Figura 22. Peças de acompanhamento de perda de massa em função do tempo



À esquerda, a peça vazia e, à direita, a peça preenchida com água

Fonte: A Autora

Figura 23. Gráfico da perda de massa da peça final em função do tempo



Fonte: Elaborado pela Autora

Os dados demonstram uma diferença percentual menor que 1% entre a massa final e inicial da peça preenchida com água em um período de três meses de acompanhamento, o que sugere que não houve nenhum vazamento ou evaporação da água do meio interno para o externo. A peça vazia, no entanto, exibiu variações na massa, apresentando-se maior em alguns pontos. Uma hipótese a esse fato pode ser às características de absorção da umidade do ar pelo PLA (Limpadapun & Sukmanee, 2021), causando variações no seu peso para mais ou para menos.

Por se tratar de um material biodegradável de origem vegetal, ele pode sofrer degradação quando exposto a condições ambientais como umidade e calor. A exposição à umidade pode causar hidrólise no PLA, levando à quebra das ligações químicas na estrutura molecular e resultando na perda de massa. Além disso, altas temperaturas podem acelerar esse processo de degradação (Taib *et al.*, 2023). A perda de massa em ambas as peças pode estar associada ao PLA, ainda que a perda seja mínima.

5.2 FILAMENTO DE IMPRESSÃO

Os resultados do estudo de densidade obtidos para os objetos de teste estão apresentados na **Tabela 8**. Os dados demonstram que, à medida que o volume aumenta, a densidade do material diminui. Isto era esperado uma vez que volumes menores apresentam maior proporção de paredes sólidas em comparação com o enchimento interior. As paredes impressas são 100% preenchidas, em contraste com o preenchimento de 25% das seções internas. Assim, a densidade de pequenos objetos se aproximará muito do valor teórico da densidade do PLA, que é em torno de $1,24 \text{ g.cm}^{-3}$ (Barrasa *et al.*, 2021; Niaounakis *et al.*, 2011).

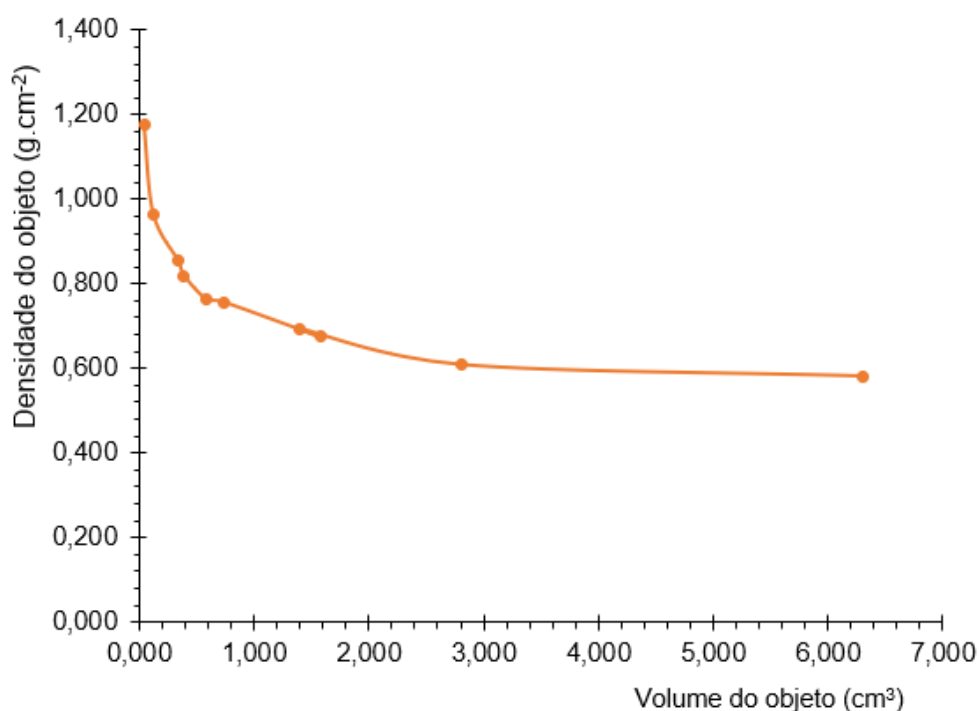
Tabela 8. Densidade do PLA com 25% de preenchimento

Volume (cm ³)	Densidade (g.cm ⁻³) ±DP
0,043	1.1783 ± 0.0002
0,125	0.9648 ± 0.0001
0,343	0.8538 ± 0.0001
0,392	0.8193 ± 0.0001
0,588	0.7624 ± 0.0001
0,735	0.7566 ± 0.0001
1,575	0.6743 ± 0.0001
1,4	0.6937 ± 0.0001
2,8	0.6084 ± 0.0001
6,3	0.5810 ± 0.0002

Fonte: Elaborado pela Autora

Para o RFPID, o volume de cada voxel foi de 0,027 cm³ e um número de 659.427 voxels de PLA no fantoma, resultando em um volume final de 17.804,53 cm³. O peso final de todo o simulador foi de 10,72 kg. Desta forma, a densidade final do RFPID, sem qualquer material preenchendo-o, é de 0,60 g.cm⁻³.

Pode-se observar no gráfico (**Figura 24**), baseado nos dados da **Tabela 8**, que há uma tendência de estabilização da densidade em torno de 0,6 g.cm⁻³ para volumes maiores. Embora o valor médio de densidade encontrado para o PLA (0,6 g.cm⁻³) no simulador tenha sido inferior ao esperado para um tecido equivalente (cerca de 1,04 g.cm⁻³), isso não poderia representar uma grande preocupação. O invólucro do PLA não conterá materiais radioativos e uma alta densidade poderá resultar em espalhamento e absorção de fótons, o que poderá levar a uma diminuição na eficiência de contagem esperada para o sistema (RFPID/CCI).

Figura 24. Gráfico da densidade do PLA com 25% de preenchimento

Fonte: Elaborado pela Autora

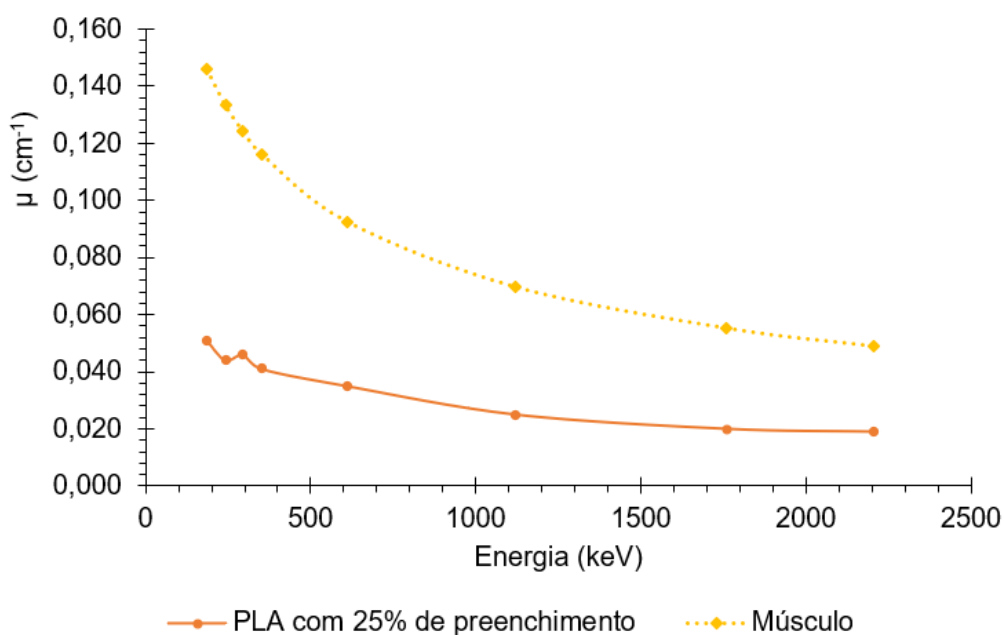
Os resultados do coeficiente de atenuação linear e mássico obtidos para o PLA com 25% de preenchimento são demonstrados na **Tabela 9** e visualmente no gráfico presente na **Figura 25**. As diferenças entre os coeficientes de atenuação linear dos dois materiais variam de 61% (2.204,1 keV) a 67% (241,9 keV). As maiores variações de detecção ocorreram nas áreas dos picos de 241,9 keV, sendo relacionada principalmente aos efeitos das camadas compton de energias mais altas presentes nessa região do espectro, o que pode ter contribuído para maiores diferenças nesse pico de energia.

Tabela 9. Coeficientes de atenuação linear do PLA 25% de preenchimento em comparação ao músculo

Energia (keV)	Músculo (cm^{-1})	PLA 25% (cm^{-1})	Δ (%)
186,1	0,139	0,051	-65%
241,9	0,127	0,044	-67%
295,2	0,118	0,046	-63%
351,9	0,110	0,041	-65%
609,3	0,088	0,035	-62%
1120,3	0,066	0,025	-64%
1759	0,052	0,020	-64%
2204,1	0,046	0,019	-61%

Fonte: Elaborado pela Autora

Figura 25. Gráfico dos coeficientes de atenuação linear do PLA com 25% de preenchimento



Fonte: Elaborado pela Autora

As simulações computacionais envolvendo o RFPID com o PLA em densidade $0,6 \text{ g.cm}^{-3}$ quando comparado ao RCP_AF na calibração em eficiência de contagem do sistema CCI, descritas no subtópico 5.4 deste trabalho, revelarão se

haverá discrepâncias consideráveis entre os dois. Mesmo que uma discrepância relativamente grande seja detectada neste estudo, é possível modular a densidade do PLA de 1,2 para $< 0,6 \text{ g.cm}^{-3}$ (neste caso, com preenchimentos inferiores a 25%). Além disso, fatores de correção computacional podem ser gerados para as medidas.

5.3 GEL BALÍSTICO

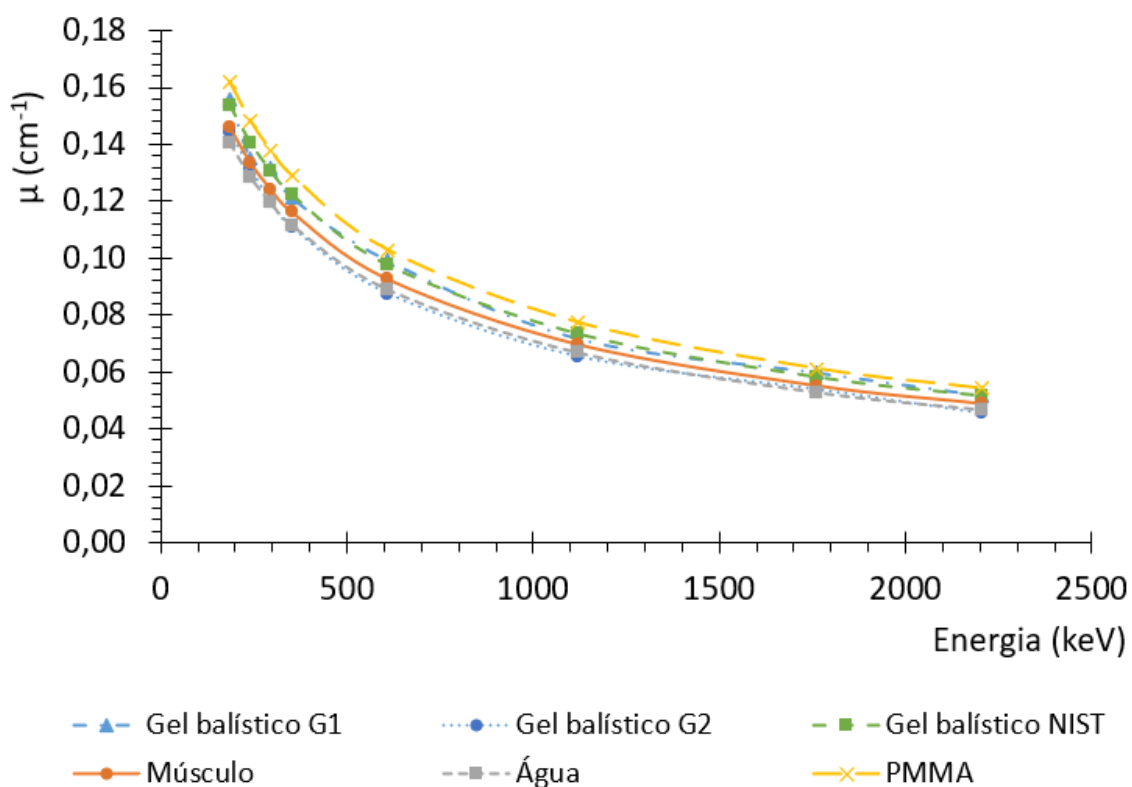
O objetivo deste estudo é criar fantasmas de calibração homogêneos para CCI, portanto o foco principal está na avaliação do coeficiente de atenuação linear do gel balístico. Cálculos de densidade foram realizados em cada amostra individual de gel. O objetivo deste estudo é criar fantasmas de calibração homogêneos para CCI, portanto o foco principal está na avaliação do coeficiente de atenuação linear do gel balístico. Cálculos de densidade foram realizados em cada amostra individual de gel balístico do Grupo 1 (G1) e Grupo 2 (G2), a média do primeiro foi de $1,11 \pm 0,02 \text{ g.cm}^{-3}$ e para o segundo, obteve-se uma densidade média de $1,11 \pm 0,03 \text{ g.cm}^{-3}$. Esses resultados são estatisticamente iguais e demonstram uma reprodutibilidade da amostra. O valor encontrado desvia-se em aproximadamente 6% da densidade do tecido muscular preconizada pelo ICRU, que é de $1,05 \text{ g.cm}^{-3}$ (ICRU, 1989).

A **Tabela 10** apresenta o resultado do cálculo das diferenças entre os tecidos substitutos e os musculares. A diferença percentual entre os coeficientes dos materiais e do músculo foi calculada utilizando a **Equação 6**. Quantitativamente, o Grupo 1 apresentou diferenças não superiores a 8% nos coeficientes de atenuação linear quando comparado ao tecido muscular, enquanto o Grupo 2 revelou diferenças $\leq 7\%$. Em contrapartida, foram observados desvios de -4% e 11% para água e para o PMMA em relação ao músculo, respectivamente.

Quando comparados os G1 e G2 entre si, as diferenças variam de 3% a 12%, sendo a atenuação das amostras do G2 mais baixas. Isso se deve ao fato de que as amostras do G2, pós irradiação, terem formado bolhas de ar na sua estrutura, os detalhes das diferenças físicas entre as amostras irradiadas e não irradiadas são discutidos mais abaixo. O G2 apresentou coeficientes semelhantes aos da água,

sendo mais próximas aos do músculo para algumas energias, como 186,1, 241,9, 295,2 e 1759 keV. O coeficiente de atenuação linear é ilustrado graficamente na **Figura 26**.

Figura 26. Gráfico dos coeficientes de atenuação linear do gel balístico comparados ao músculo, água, PMMA e aos coeficientes obtidos pelo NIST XCOM.



Fonte: Elaborado pela Autora

Tabela 10. Coeficientes de atenuação linear do músculo da ICRU comparados aos do gel balístico (Grupo 1 e Grupo 2, experimentalmente calculado neste trabalho), à água e ao PMMA.

Energia (keV)	Músculo ($\rho = 1.05 \text{ g.cm}^{-3}$)	Gel Balístico G1 ($\rho = 1.11 \text{ g.cm}^{-3}$)		Gel Balístico G2 ($\rho = 1.11 \text{ g.cm}^{-3}$)		Água ($\rho = 1.0 \text{ g.cm}^{-3}$)		PMMA ($\rho = 1.19 \text{ g.cm}^{-3}$)	
	$\mu \text{ (cm}^{-1}\text{)}$	$\mu \text{ (cm}^{-1}\text{)}$	$\Delta \text{ (\%)}$	$\mu \text{ (cm}^{-1}\text{)}$	$\Delta \text{ (\%)}$	$\mu \text{ (cm}^{-1}\text{)}$	$\Delta \text{ (\%)}$	$\mu \text{ (cm}^{-1}\text{)}$	$\Delta \text{ (\%)}$
186,1	0,146	0,156±0,002	-7%	0,144±0,001	-1%	0,140	-4%	0,162	11%
241,9	0,133	0,135±0,002	1%	0,131±0,001	-2%	0,128	-4%	0,148	11%
295,2	0,124	0,132±0,001	6%	0,120±0,001	-3%	0,119	-4%	0,138	11%
351,2	0,116	0,121±0,001	4%	0,111±0,001	-5%	0,112	-4%	0,129	11%
609,3	0,099	0,099±0,001	7%	0,087±0,001	-5%	0,089	-4%	0,103	11%
1120,3	0,070	0,072±0,001	3%	0,065±0,000	-6%	0,067	-4%	0,077	11%
1759	0,055	0,060±0,001	8%	0,054±0,000	-2%	0,053	-4%	0,061	11%
2204,1	0,049	0,052±0,001	6%	0,045±0,000	-7%	0,047	-4%	0,054	11%

Fonte: Elaborado pela Autora

Em comparação com o tecido muscular e outros materiais em um aspecto geral, a água apresenta características superiores de atenuação da radiação, acompanhada do gel balístico do grupo irradiado (G2). No caso do PMMA, o coeficiente de atenuação linear apresenta uma diferença mais nítida, com aumento de 11% em relação ao tecido muscular. Essa diferença é atribuída principalmente à alta densidade do PMMA, que afeta diretamente os valores do seu coeficiente de atenuação linear.

Quando comparados aos coeficientes obtidos pelo NIST, como registrado na **Tabela 11**, as simulações computacionais com o código TOPAS apresentaram resultados muito próximos, com uma diferença abaixo de 1% para todas as energias. Os resultados experimentais mostram que o que o gel balístico do grupo não irradiado (G1) teve seus valores semelhantes aos obtidos por meio do NIST XCOM, com diferenças não maiores que 4%. A afirmação também é verdadeira quando comparados os resultados computacionais com o experimental G1. Sendo assim, seus valores são muito mais próximos dos resultados teóricos do que o G2 que, por sua vez, se aproxima mais aos coeficientes de atenuação da água. Para o G2, as diferenças com o NIST chegam a até -12%. Esse fato não desqualifica o uso da irradiação no material, ainda que tenha diminuído suas propriedades de atenuação, elas ainda ficaram bem mais próximas ao do músculo, com diferenças ainda menores que o G1 para algumas energias, como observado na **Tabela 10**. As possíveis causas da diminuição das propriedades de atenuação são citadas mais abaixo, na observação do comportamento físico das amostras dos dois grupos.

Tabela 11. Comparação dos coeficientes de atenuação linear experimentais e computacionais com o NIST XCOM

Energia (keV)	NIST μ (cm ⁻¹)	TOPAS μ (cm ⁻¹)	Δ TOPAS e NIST (%)	Δ (G1 e NIST) (%)	Δ G2 e NIST (%)	Δ TOPAS e G1 (%)	Δ TOPAS e G2 (%)
186,1	0,154	0,154	-0,07%	1%	-6%	-1%	7%
241,9	0,141	0,140	-0,56%	-4%	-7%	4%	7%
2952	0,131	0,130	-0,77%	1%	-8%	-1%	8%
351,9	0,123	0,122	-0,46%	-1%	-10%	1%	10%
609,3	0,098	0,098	-0,17%	1%	-10%	-2%	11%
1120,3	0,073	0,073	-0,12%	-2%	-11%	2%	12%
1759	0,058	0,058	-0,75%	3%	-8%	-3%	7%
2204,1	0,051	0,051	-0,46%	0%	-12%	-1%	13%

Fonte: Elaborado pela Autora

Num contexto mais amplo, neste experimento constatou-se que a água serve como tecido substituto ideal seguida do gel balístico G2 e G1, enquanto o PMMA apresentou uma taxa de atenuação mais elevada em comparação com os outros dois materiais estudados, superando a do tecido muscular humano. Além disso, as características atenuantes do gel balístico demonstram uma aproximação às do músculo. Além disso, a densidade do gel balístico apresentou diferença inferior a 6% em relação à densidade do tecido muscular do ICRU. A diferença para a água é inferior a 5%, enquanto para o PMMA é de cerca de 13%.

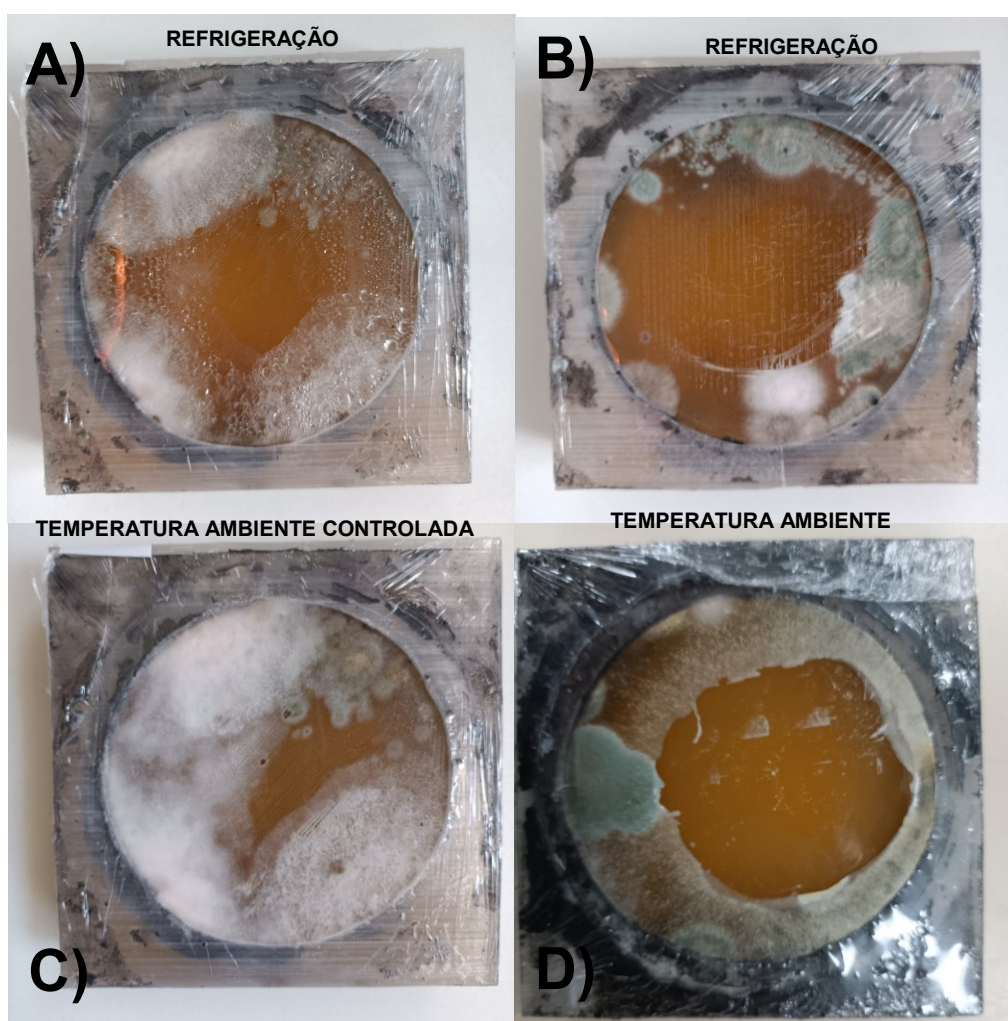
Em relação às observações referentes ao comportamento físico do gel balístico do Grupo 1, não irradiado e sob diversas temperaturas, alguns fatores significativos podem ser pontuados:

- a) O material possui consistência de gel sólido firme e sensação tátil não úmida após a gelificação.
- b) O gel balístico é mais firme quando refrigerado, mas apresenta alterações mínimas em temperaturas ambientes controladas. Porém, quando exposto a

altas temperaturas ($> 30^{\circ} \text{C}$), inicia um processo de liquefação, que gelifica novamente se colocado em temperaturas mais baixas ($\leq 23^{\circ} \text{C}$).

- c) Após menos de duas semanas do preparo, as amostras armazenadas em temperatura ambiente apresentaram proliferação microbiana, caracterizada pelo crescimento de fungos. Para as amostras armazenadas sob refrigeração, a proliferação torna-se perceptível cerca de três a quatro semanas após **(Figura 27)**.
- d) As amostras pesadas em ambas as temperaturas indicam uma redução de 5% na massa do material após três semanas. Indicando uma possível desidratação devido evaporação da água.

Figura 27. Proliferação microbiana nas amostras do Grupo 1



Em A) e B) Amostras sob refrigeração; C) sob temperatura controlada; e D) sob temperatura ambiente

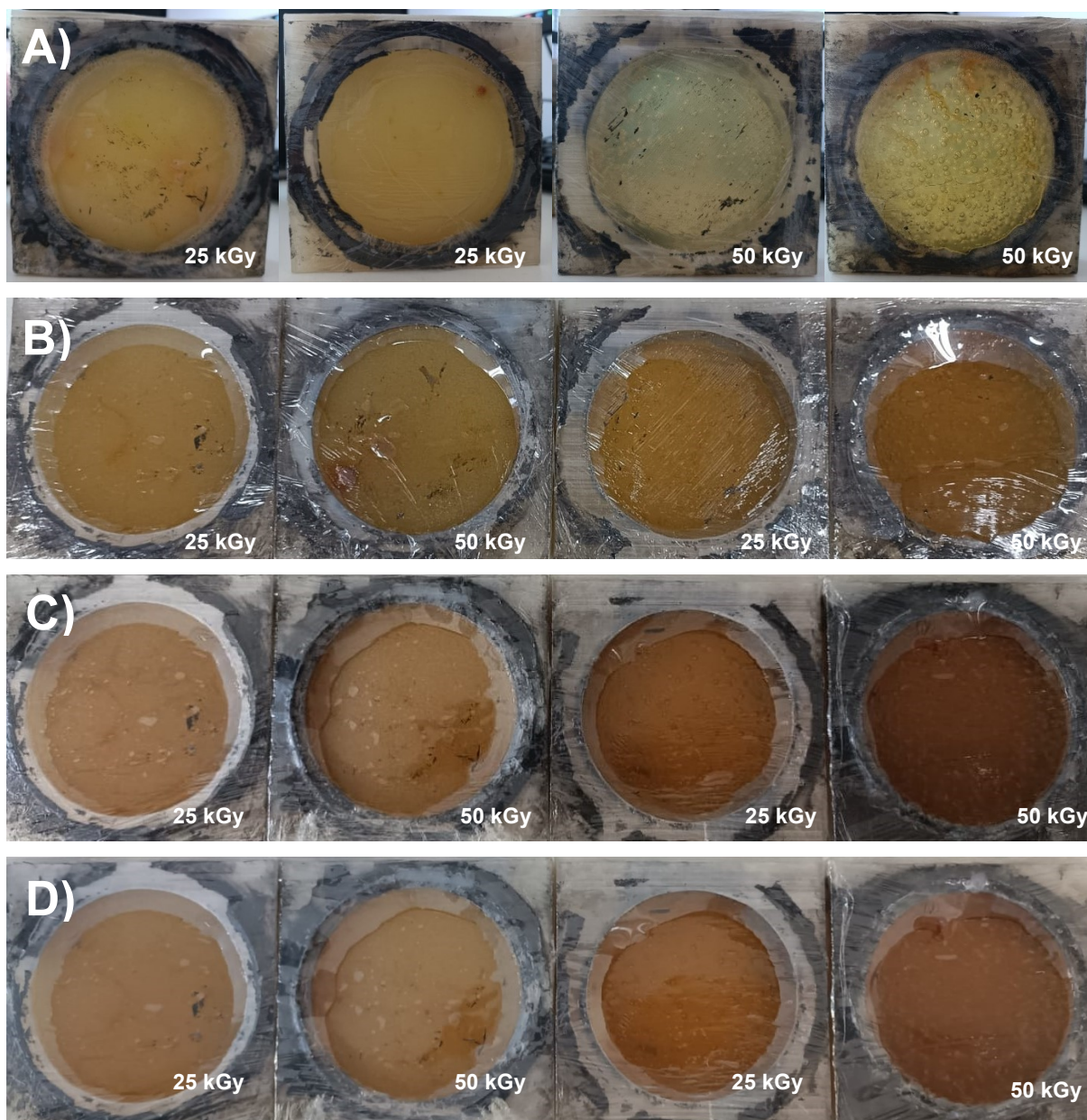
Fonte: A Autora

As amostras do Grupo 2, irradiadas (25 kGy e 50 kGy) e armazenadas em ambiente com temperatura controlada (23 °C), tem os seguintes fatores significativos a serem pontuados:

- a) Todas as amostras exibiram a formação de bolhas de ar, com gases ainda não identificados (**Figura 28**). Porém, nas amostras irradiadas com 50 kGy essas bolhas foram mais pronunciadas.
- b) A coloração das amostras assumiu um tom mais claro, em ambas as doses.
- c) Mesmo passadas quatro semanas em uma temperatura de 23° C, nenhuma das amostras apresentou proliferação microbiana.
- d) A consistência do material ainda foi firme e não úmida ao tato mesmo não refrigerada. Uma amostra submetida a temperaturas não controladas (até 38° C), também iniciou processo de liquefação, como a do Grupo 1.

Com base nos resultados dos testes, o gel balístico demonstra ter potencial para funcionar como tecido substituto no desenvolvimento de simuladores físicos de calibração para sistemas de monitoração *in vivo*. Os resultados estão de acordo com os requisitos necessários para coeficientes de atenuação linear, conforme estabelecido no *Report-44* da Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU, 1989). Este relatório especifica que o material em consideração deve ser tecido-equivalente dentro da faixa de energia pretendida para uso. Porém, em alguns casos envolvendo simuladores de calibração para CCI, o ICRU-44 (ICRU, 1989) permite variações consideráveis entre o tecido substituto e o tecido humano. O texto, porém, não prescreve quaisquer limites para essas variações.

Figura 28. Amostras do Grupo 2 no decorrer do tempo após irradiação



A) Amostras um dia após irradiação, onde é possível ver as bolhas presentes nas amostras irradiadas com 50 kGy e o início de liquefação em uma delas; B) amostras 7 dias após irradiação; C) amostras após 21 dias de irradiação; e D) amostras 30 dias após a irradiação.

Fonte: A Autora

A esterilização por irradiação gama provou-se eficaz para solução da proliferação microbiana, sendo a dose de 25 kGy suficiente para tal. Acerca do problema de perda de massa devido a evaporação da água, ele pode ser evitado se

o material for armazenado em um compartimento completamente selado, sendo esse um objetivo atingido nas peças impressas do RFPID utilizando resina epóxi e cola de silicone acética. O gel balístico pode ser mantido em temperaturas amenas e por um longo tempo, sem necessidade de se manter sob refrigeração quando este estiver esterilizado. Em trabalhos futuros, pretende-se analisar a dose mínima necessária para esterilização do gel balístico.

5.4 MODELAGEM E SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO RFPID

O tempo total para executar todas as 28 simulações com os fantasmas RFPID e RCP_AF foi de aproximadamente 189 horas. Os erros relativos (ER) dos resultados da simulação foram inferiores a 1% para todas as energias, exceto 25 keV, que foi inferior a 1,5%. A eficiência calculada a partir das simulações é apresentada na **Tabela 12**. A diferença percentual entre os resultados de eficiência dos fantasmas RFPID e RCP_AF foi calculada seguindo a **Equação 7**:

A eficiência variou de $6,76E-04$ a $2,31E-03$ pulsos.fóton⁻¹ para o simulador RFPID e de $9,88E-04$ a $2,32E-04$ pulsos.fóton⁻¹ para o simulador RCP_AF. Dentre as energias estudadas, o pico de maior eficiência ocorreu na energia de 250 keV para ambos os modelos. A reduzida eficiência de detecção de um NaI(Tl) para baixas energias pode ser atribuída à alta absorção de fótons no corpo e na janela do detector. A maior diferença (31,62%) na eficiência de ambos os modelos foi observada para fótons de 25 keV e indica que as diferenças entre os dois fantasmas em termos de geometria e composição do material não podem ser negligenciadas nesta faixa de energia, uma vez que o RCP_AF é heterogêneo e possui diferentes densidades, como o osso que atenua consideravelmente nessas energias. Porém, discrepâncias para a energia deste fóton não são uma grande fonte de preocupação, uma vez que os detectores NaI(Tl) apresentam uma variação excessiva na eficiência de detecção na região de baixa energia (Zerby *et al.*, 1961), também demonstrada neste trabalho.

Tabela 12. Resultados da eficiência (ϵ) do RFPID e RCP_AF para diferentes fótons monoenergéticos

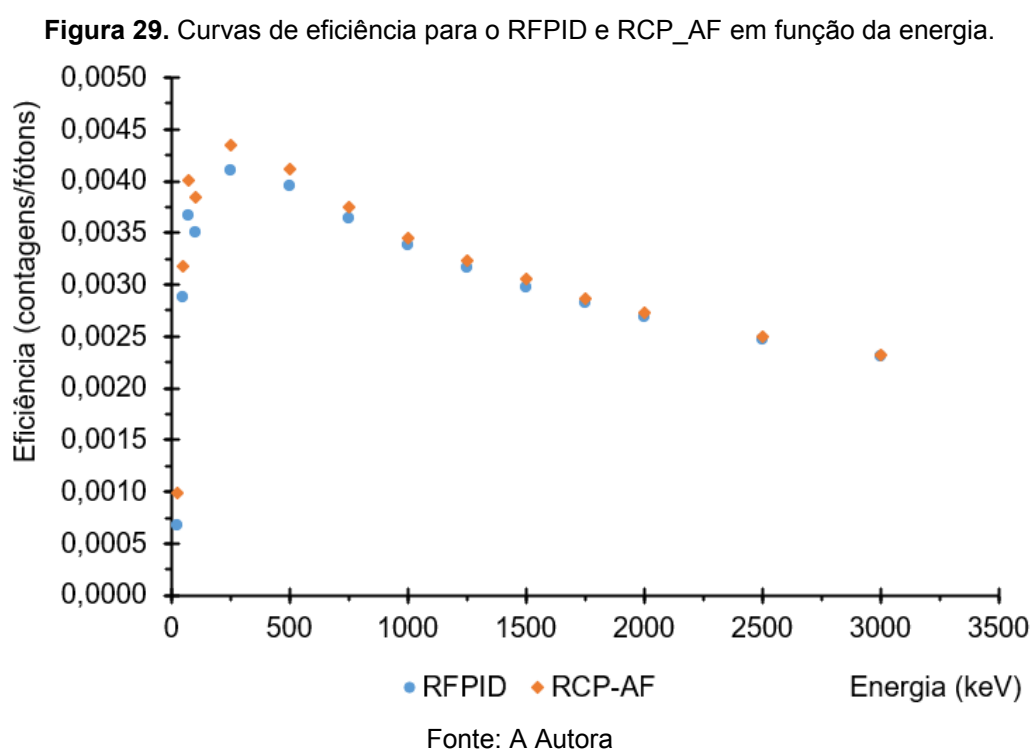
Energia (keV)	ϵ (pulsos.fóton ⁻¹)						Δ (%)
	RFPID			RCP_AF			
	Média	ER	DP	Média	ER	DP	
25	6,76E-04	1,22%	8,24E-06	9,88E-04	1,01%	9,98E-06	-31,62%
50	2,88E-03	0,59%	1,70E-05	3,17E-03	0,56%	1,78E-05	-9,05%
75	3,66E-03	0,52%	1,90E-05	4,00E-03	0,50%	2,00E-05	-8,53%
100	3,51E-03	0,53%	1,86E-05	3,84E-03	0,51%	1,96E-05	-8,64%
250	4,11E-03	0,49%	2,01E-05	4,35E-03	0,48%	2,09E-05	-5,67%
500	3,95E-03	0,53%	2,10E-05	4,12E-03	0,49%	2,02E-05	-4,02%
750	3,64E-03	0,52%	1,89E-05	3,75E-03	0,52%	1,95E-05	-2,96%
1000	3,39E-03	0,54%	1,83E-05	3,45E-03	0,54%	1,86E-05	-1,89%
1250	3,16E-03	0,56%	1,77E-05	3,24E-03	0,55%	1,78E-05	-2,38%
1500	2,98E-03	0,58%	1,73E-05	3,05E-03	0,57%	1,74E-05	-2,47%
1750	2,83E-03	0,59%	1,67E-05	2,87E-03	0,59%	1,69E-05	-1,45%
2000	2,69E-03	0,61%	1,64E-05	2,73E-03	0,60%	1,64E-05	-1,68%
2500	2,47E-03	0,64%	1,58E-05	2,50E-03	0,63%	1,57E-05	-1,13%
3000	2,31E-03	0,66%	1,52E-05	2,32E-03	0,69%	1,60E-05	-0,41%

Fonte: Elaborado pela Autora

Na faixa de energia de 50 keV a 1000 keV, as diferenças em relação ao modelo heterogêneo variaram de 9,05% a 1,89%. Esta região de energia é importante para a detecção de contaminações internas utilizando NaI(Tl). Isso ocorre devido à maior eficiência, ao baixo ruído e ao fato de vários radionuclídeos de interesse emitirem raios gama nesta faixa de energia. A utilização de fatores de correção é indicada caso sejam necessários resultados com maior grau de precisão. Estes fatores podem compensar desvios que possam surgir durante a calibração do sistema CCI para esse intervalo de energia.

Para energias ≥ 1000 keV, as diferenças na eficiência, abaixo de 2,5%, não são estatisticamente significativas em aplicações de dosimetria interna. Esse fato

implica que os resultados da calibração usando o RFPID homogêneo com o gel balístico e o RCP_AF heterogêneo com seus diferentes tecidos e órgãos são comparáveis na faixa de alta energia. A **Figura 29** apresenta o gráfico com as curvas de eficiência em função da energia para ambos os fantasmas.



O aspecto da curva de eficiência, apresentado em função da energia (**Figura 29**), está alinhado com resultados de pesquisas anteriores. Pacheco (2023) simulou a eficiência de contagem do detector cintilador NaI(Tl) e observou padrão de curva semelhante em relação ao sistema CCI utilizado neste estudo. Da mesma forma, Lebacqz *et al* (2011) relataram características de curva semelhantes em sua pesquisa de simulação usando os fantasmas de corpo inteiro, EMMA, cobrindo diferentes tamanhos, desde pediátricos até adultos. Este comportamento de curva permaneceu consistente em todos os tamanhos de fantoma.

Em estudos experimentais anteriores no mesmo laboratório utilizando fantasmas PET-BOMAB e BOMAB, Paiva *et al* (2017) encontrou a mesma

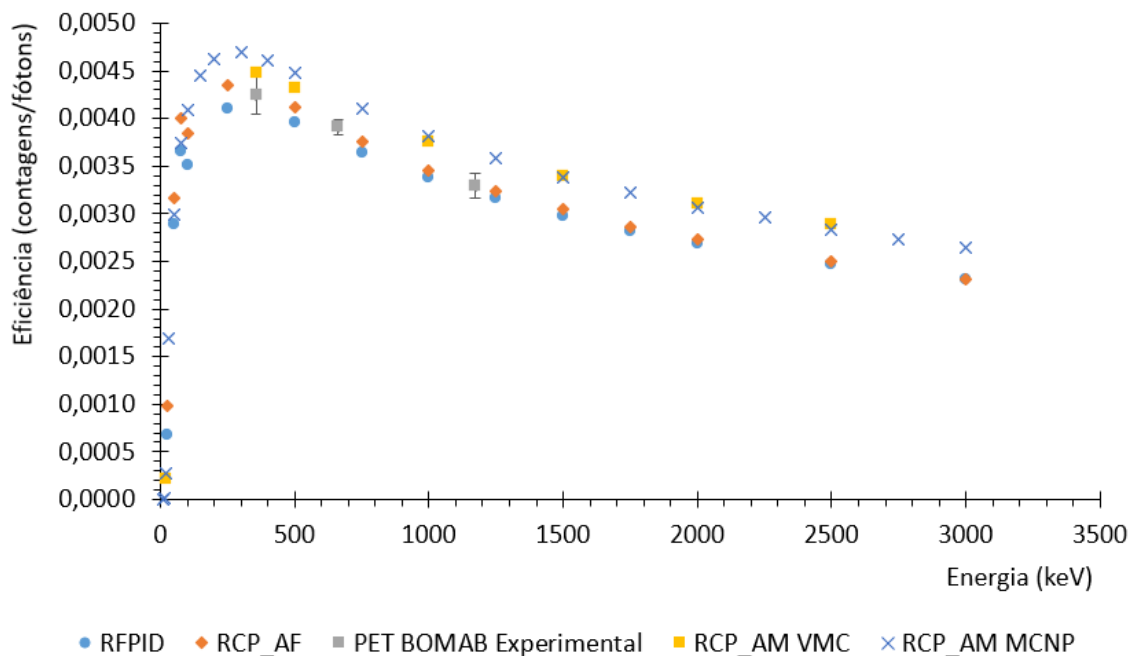
configuração de curva com pico de mais alta eficiência na energia de 300 keV. O mesmo aconteceu nos estudos computacionais e experimentais do grupo em 2016. Park *et al.* (2023) observaram um padrão de curva de eficiência em função da energia semelhante usando um detector NaI(Tl) em seu experimento. Seus resultados sustentam resultados consistentes tanto em simulações quanto em experimentos, usando o fantoma BOMAB adulto masculino. Ferreira *et al.* (2023) também encontraram resultados semelhantes em simulações de vários fantasmas com um detector NaI(Tl).

Estudos de Fonseca *et al* (2014) utilizando um detector HPGe e uma biblioteca de fantasmas masculinos e femininos, variando peso e altura, encontrou para todos eles, o mesmo padrão de curva de eficiência em função da energia. Demais estudos com HPGe e outros fantasmas também exibem um padrão de curva comparável, embora o pico de maior eficiência ocorra em energias mais baixas quando comparadas ao NaI(Tl), em torno de 250 keV (Bento *et al.*, 2012; Schläger, 2011; Takahashi *et al.*, 2011; B. Zhang *et al.*, 2008).

Um gráfico com dados de pesquisa de Paiva *et al* (2016) experimentais o com PET-BOMAB e computacionais com o fantoma masculino de voxel de referência da ICRP-110 (2009), o RCP_AM, foi plotado conjuntamente com os dados do RFPID e RCP_AF e pode ser visto na **Figura 30**.

Nas curvas apresentadas, o fantoma RCP_AM possui uma maior eficiência de contagem em ambos os códigos simulados (MCNPX e VMC), com picos de eficiência em torno de 300 keV. Os resultados experimentais com o PET-BOMAB apresentaram pontos de curva com menor eficiência quando comparados ao RCP_AM, porém seus pontos na curva se assemelham com o RCP_AF e muito próximos também da curva referente ao RFPID. Os pontos da curva do PET-BOMAB se referem às energias do ^{133}Ba , ^{60}Co e ^{137}Cs .

Figura 30. Comparação das curvas de eficiência em função da energia do RFPID e RCP_AF com os do trabalho de Paiva et al (2016)



Fonte: Dados da Autora e dados de Paiva *et al* (2016)

Estes achados consistentes destacam a estabilidade da curva de eficiência em função da energia encontrada através de diversas metodologias e estudos, ressaltando a relevância do simulador desenvolvido e a aplicabilidade na calibração de detectores em eficiência de contagem da radiação.

Embora o fantoma de calibração RFPID demonstre resultados encorajadores nas simulações computacionais, estudos experimentais são necessários para confirmar sua eficácia. O simulador físico impresso em 3D, RFPID, deve ser usado para verificar experimentalmente o desempenho do fantoma em cenários reais. A validação experimental produzirá evidências mais confiáveis da precisão do fantoma, reforçando sua adequação para aplicações práticas em calibrações de sistemas CCI.

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi proposta a impressão 3D do fantoma feminino da ICRP de corpo inteiro com filamento de PLA. O simulador impresso resultante foi satisfatório quanto aos detalhes anatômicos, tamanho, forma, composição do material, resistência mecânica e custos financeiros. O estudo avaliou também a adequação do uso de gel balístico como tecido substituto no desenvolvimento de simuladores físicos para calibração de sistemas contador de corpo inteiro. O coeficiente de atenuação linear foi obtido e os resultados indicaram uma forte correlação entre o gel balístico e o músculo, com discrepância inferior a 6% na densidade. O coeficiente de atenuação linear variou menos de 9% em energias na faixa de 186,1 a 2.204,1 keV para ambos os grupos de amostras testados.

Quanto às propriedades físicas do gel balístico submetido a diversas temperaturas, este manteve consistência sólida, não apresentou umidade ao tato e não apresentou sinais de liquefação durante o período de estudo quando em temperatura controlada e abaixo de 25° C. As preocupações com o crescimento microbiano e a evaporação da água podem ser adequadamente solucionadas a partir da esterilização por radiação gama após o enchimento do gel balístico em um recipiente hermeticamente fechado. A formação de bolhas de ar pós esterilização reduziram a atenuação do material, mas ainda a manteve muito próxima ao do músculo. Mais testes se fazem necessários para o entendimento de quais gases estão sendo gerados nesse material e qual o limiar de dose em que elas se formam.

O fantoma RFPID foi modelado e simulado usando o código de Monte Carlo MCNP6.2, com sua casca em PLA com a densidade de 25% de preenchimento e as peças preenchidas com o gel balístico estudado. As curvas de eficiência em função da energia foram obtidas para o fantoma homogêneo RFPID e para o fantoma heterogêneo de referência RCP_AF. Embora tenha havido uma diferença significativa entre os fantasmas na menor energia simulada (-31,62%), houve apenas uma variação limitada (<9,1%) observada para energias acima de 50 keV. Fatores de correção são indicados para energias com diferenças acima de 2,5%, quando o fantoma for validado experimentalmente no futuro.

As descobertas do estudo indicam que os RFPID impresso em PLA e preenchido com gel balístico pode servir como fantoma de calibração para sistemas contadores de corpo inteiro. Porém, a validação experimental com o modelo físico é necessária para confirmar os resultados deste estudo quando o simulador for preenchido com gel balístico contendo fonte de Eu-152. Assim, o objetivo de trabalhos futuros é adicionar Eu-152 ao gel balístico de forma a preencher os 16 compartimentos do modelo físico. Este será utilizado para calibração do CCI do LDI/CDTN/CNEN em Minas Gerais, Brasil.

A metodologia proposta neste trabalho permite o desenvolvimento de simuladores físicos com melhor custo-benefício e detalhamento anatômico aprimorado quando comparados aos simuladores disponíveis comercialmente para os mesmos fins, sendo até 75% menos oneroso. Espera-se que o acesso dos serviços de monitorização *in vivo* a modelos físicos de baixo custo seja facilitado, bem como uma redução nas incertezas associadas aos coeficientes de calibração na monitoração *in vivo*.

5.1 PUBLICAÇÕES

Durante este estudo, trabalhos foram apresentados e submetidos para publicação. Em novembro de 2022, como uma iniciação ao aprendizado aos códigos de Monte Carlo, foi desenvolvido e apresentado um trabalho na Semana Nacional de Engenharia Nuclear e da Energia Ciências das Radiações (VI SENCIR), intitulado como “Lei do Inverso do Quadrado da Distância: Intercomparação Entre Dois Códigos de Monte Carlo” (Andrade *et al.*, 2022). Em abril de 2023, foi apresentado e publicado nos anais do *International Symposium on Trends in Radiopharmaceuticals* (ISTR 2023) da Agência Internacional de Energia Atômica em Vienna, em forma de resumo, o trabalho intitulado “*Development of 3d-Printed Mice Phantom for Micropet System Calibration*” (Andrade, Ferreira, *et al.*, 2023). Esse trabalho foi o início das aplicações de impressão 3D no desenvolvimento de fantasmas, consistindo em um

fantoma de camundongo para calibração de sistemas PET (do inglês, *Positron Emission Tomography*) para pequenos animais (Andrade, Ferreira, *et al.*, 2023).

Em setembro de 2023, dois trabalhos completos foram apresentados e publicados nos anais do *XXIII International Symposium on Solid State Dosimetry* (ISSSD-2023), ocorrido na Colômbia, intitulados como “*Monte Carlo Modeling and Simulation of a New 3D Printed Phantom for Whole-Body Counter Calibration*” (Andrade, Paixão, Mendes, *et al.*, 2023) e “*Study of ballistic gel as a tissue substitute for using on internal dosimetry physical phantoms development*” (Andrade, Paixão, Neto, *et al.*, 2023).

Os trabalhos apresentados no ISSSD-2023 foram reunidos em um artigo e esse foi submetido para edição especial do simpósio em periódico internacional. Outro artigo sobre o desenvolvimento do fantoma foi submetido para periódico internacional e já está em processo de revisão.

6 PERSPECTIVAS FUTURAS

As etapas a seguir em trabalhos futuros incluem a impermeabilização de todas as peças com resina epóxi, além do acompanhamento da perda de massa em função do tempo das peças impressas em câmara climática com temperatura e umidade controladas para análise do efeito desses fatores no armazenamento das peças do fantoma.

Quanto ao gel balístico, pretende-se conduzir estudos para definir a dose mínima necessária para esterilização do material e analisar qual o limiar de dose para formação dos gases e quais destes são formados. Após resultados favoráveis, o RFPID será então preenchido com o gel balístico contendo atividade conhecida de Európio-152 e o modelo será validado experimentalmente. A partir disso, com auxílio de modelos biocinéticos da ICRP e os fantomas computacionais voxelizados da ICRP, serão conduzidos estudos computacionais para estabelecimento de coeficientes de correção das medidas levando em consideração a biodistribuição dos radionuclídeos, como deposição, retenção, transferência sanguínea e excreção em função do tempo.

REFERÊNCIAS

- Alloni, D., Tigliole, A., Cammi, A., Chiesa, D., Clemenza, M., Magrotti, G., Pattavina, L., Pozzi, S., Prata, M., Previtali, E., Salvini, A., Sartori, A., & Sisti, M. (2014). Final characterization of the first critical configuration for the TRIGA Mark II reactor of the University of Pavia using the Monte Carlo code MCNP. *Progress in Nuclear Energy*, 74, 129–135.
- Almeida, S. B., Villani, D., & Campos, L. L. (2021). *Development of a 3D printed anthropomorphic skull phantom for clinical photons beam dosimetry*.
- Anderson, J. I., Parker, D., & Olson, D. G. (1969). A whole-body counting with rotating detectors. *Health Physics*, 16, 709–717.
- Andrade, E. M. R., Ferreira, A. V., Silveira, M. B., Paixão, L., Mendes, B. M., & Fonseca, T. C. F. (2023). Development of 3d-Printed Mice Phantom for Micropet System Calibration. *Book of Abstracts - International Symposium on Trends in Radiopharmaceuticals 2023*, 130.
- Andrade, M. A. B., Savi, M., Alves, C. O., Fin, A. P. C., & Potiens, M. P. A. (2020). Impact of infill percentages in visual homogeneity for 3D printed imaging phantoms. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*.
- ANSI. (1999). *American National Standard: Specifications for the bottle manikin absorption phantom*.
- Badiuk, S. R., Sasaki, D. K., & Rickey, D. W. (2022). An anthropomorphic maxillofacial phantom using 3-dimensional printing, polyurethane rubber and epoxy resin for dental imaging and dosimetry. *Dentomaxillofacial Radiology*, 51(1). <https://doi.org/10.1259/DMFR.20200323>
- Barrasa, J. O., Ferrández-Montero, A., Ferrari, B., & Pastor, J. Y. (2021). Characterisation and modelling of pla filaments and evolution with time. *Polymers*, 13(17). <https://doi.org/10.3390/polym13172899>
- Bento, J., Barros, S., Teles, P., Neves, M., Gonçalves, I., Corisco, J., & Vaz, P. (2012). Monte carlo simulation of the movement and detection efficiency of a whole-body counting system using a bomab phantom. *Radiation Protection Dosimetry*, 148(4), 403–413. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr201>

- Bewley, D. K. (1988). Anthropomorphic models for checking the calibration of whole-body counters and activation analysis systems. *Physics in Medicine & Biology*, 33(7), 805.
- Bhati, S., Patni, H. K., Ghare, V. P., Singh, I. S., & Nadar, M. Y. (2012). Monte carlo calculations for efficiency calibration of a whole-body monitor using BOMAB phantoms of different sizes. *Radiation Protection Dosimetry*, 148(4), 414–419. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr203>
- Bliznakova, K., Okkalidis, N., Dukov, N., Zikopoulos, S., & Bliznakov, Z. (2020). Application of 3D Printed Anthropomorphic Phantoms for Research and Educational Purposes in Digital Radiology. *2020 International Conference on e-Health and Bioengineering*.
- Böke, A. (2014). Linear attenuation coefficients of tissues from 1keV to 150keV. *Radiation Physics and Chemistry*, 102, 49–59. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2014.04.006>
- Carr, D. J., Stevenson, T., & Mahoney, P. F. (2018). The use of gelatine in wound ballistics research. Em *International Journal of Legal Medicine* (Vol. 132, Número 6, p. 1659–1664). Springer Verlag. <https://doi.org/10.1007/s00414-018-1831-7>
- Cerviño, L., Sultana, D., Cornell, M., Yock, A., Pettersson, N., Song, W. Y., Aguilera, J., Advani, S., Murphy, J., Hoh, C., James, C., Paravati, A., Coope, R., Gill, B., & Moiseenko, V. (2017). A novel 3D-printed phantom insert for 4D PET/CT imaging and simultaneous integrated boost radiotherapy. *Medical Physics*, 44(10), 5467–5474. <https://doi.org/10.1002/mp.12495>
- ChemBK. *Gelatin - Physico-Chemical Properties*. Disponível em: <https://www.chembk.com/en/chem/Gelatin>. Acesso em 11 de setembro de 2023.
- Clarke, R. H., J Dunster, C. H., K Guskova, L. A., Jacobi, M. W., Li, N. D., Liniecki, T. J., B Meinhold, L. C., Mettler, U. F., Shigematsu, A. L., Silini, H. G., K Sinclair, I. W., Lindell, B. B., Z Morgan, S. K., & S Taylor, A. L. (1991). *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*.
- Cristy, M., & Eckerman, K. F. (1987). *Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources* (Volume I. Methods; Vol. 1).
- Dantas, B. M. (1998). *Bases para a Calibração de Contadores de Corpo Inteiro Utilizando Simuladores Físicos Antropomórficos*. Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

- Dantas, B. M., Dantas, A. L. A., Acar, M. E. D., Cardoso, J. C. S., Julião, L. M. Q. C., Lima, M. F., Taddei, M. H. T., Arine, D. R., Alonso, T., Ramos, M. A. P., & Fajgelj, A. (2011). Accreditation and training on internal dosimetry in a laboratory network in Brazil: An increasing demand. *Radiation Protection Dosimetry*, *144*(1–4), 124–129. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq412>
- CNEN. (2014). *Norma CNEN NN 3.01. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*.
- Dolguirev, E., Kaidanovsky, G. N., Porosov, N. V., & Shamov, V. (1973). The methods of absolute calibration of equipment for measurements of Pb-210, Pu-239 and Am-241 in human body. *Third International Congress of the International Radiation Protection Association*.
- Esplen, N., Alyaqoub, E., & Bazalova-Carter, M. (2019). Technical Note: Manufacturing of a realistic mouse phantom for dosimetry of radiobiology experiments. *Medical Physics*, *46*(2), 1030–1036. <https://doi.org/10.1002/mp.13310>
- Fahimian, B. P., Liu, W., Skinner, L., Yu, A. S., Phillips, T., Steers, J. M., DeMarco, J., Fraass, B. A., & Kamrava, M. (2023). 3D printing in brachytherapy: A systematic review of gynecological applications. Em *Brachytherapy*. Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.brachy.2023.02.002>
- Ferreira, C. V. G., Piedade, J. S., Prado, M. R. D., Benavente, J., Mendes, B. M., Paixão, L., & Fonseca, T. C. F. (2023). Monte Carlo calculation of whole body counter efficiency factors for different computational phantoms. *Applied Radiation and Isotopes*, *194*. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2023.110685>
- Filippou, V., & Tsoumpas, C. (2018). Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound. *Medical Physics*, *45*, 740–760.
- Fonseca, T. C. F., Bogaerts, R., Hunt, J., & Vanhavere, F. (2014). A methodology to develop computational phantoms with adjustable posture for WBC calibration. *Physics in Medicine and Biology*, *59*(22), 6811–6825. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/22/6811>
- Fonseca, T. C. F., Bogaerts, R., Lebacqz, A. L., Ribeiro, R. M., & Vanhavere, F. (2014). MaMP and FeMP: Computational mesh phantoms applied for studying the variation of WBC efficiency using a NaI(Tl) detector. *Journal of Radiological Protection*, *34*(3), 529–543. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/34/3/529>

- Fry, F. A., & Sumerling, T. J. (1982). The design and construction of a realistic thorax phantom for in vivo measurements of low energy photon emitters. *Physics in Medicine and Biology*, 27(11), 1367–1379.
- Gamarnk, KM., Kramer, G. H., & Noel, L. (1991). *Animal body parts phantom* (Patent Canadian Patent Serial N° 2,044,713-3).
- Griffith, R. V., Dean, P. N., Anderson, A. L., & Fisher, J. C. (1979). Fabrication of a tissue equivalent torso phantom for intercalibration of in-vivo, transuranic-nuclide counting facilities . *International Atomic Energy Agency Symposium on advances in Radiation Protection Monitoring* , 493–503.
- Halloran, A., Newhauser, W., Chu, C., & Donahue, W. (2021). Personalized 3D-printed anthropomorphic phantoms for dosimetry in charged particle fields. *Physics in Medicine and Biology*, 66(22). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac3047>
- Hamad, K., Kaseem, M., Yang, H. W., Deri, F., & Ko, Y. G. (2015). Properties and medical applications of polylactic acid: A review. *Express Polymer Letters*, 9(5), 435–455. <https://doi.org/10.3144/expresspolymlett.2015.42>
- Hankins, D. E. (1968). *A study of selected criticality-dosimetry methods, Report n. LA-3910*.
- Hess, V. F., & McNeff, W. T. (1947). Quantitative determination of radium content in human body. *American Journal of Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine*, 57.
- Higgins, M., Leung, S., & Radacsi, N. (2022). 3D printing surgical phantoms and their role in the visualization of medical procedures. *Em Annals of 3D Printed Medicine* (Vol. 6). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.stlm.2022.100057>
- Hong, D., Lee, S., Kim, T., Baek, J. H., Lee, Y. mi, Chung, K. W., Sung, T. Y., & Kim, N. (2019). Development of a personalized and realistic educational thyroid cancer phantom based on CT images: An evaluation of accuracy between three different 3D printers. *Computers in Biology and Medicine*, 113. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2019.103393>
- IAEA, International Atomic Energy Agency (1962). Report of consultants meeting on the calibration and standardization of thyroid radioiodine uptake measurements. *British Journal on Radiology*, 35, 205–210.

- IAEA, International Atomic Energy Agency (1996a). *Assessment and treatment of external and internal radionuclide contamination INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY.*
- IAEA, International Atomic Energy Agency (1996b). *Direct methods for measuring radionuclides in the human body.*
- IAEA, International Atomic Energy Agency. (1999). *Assessment of Occupational Exposure Due to Intakes of Radionuclides.* www.iaea.org/ns/coordinet
- ICRP. (1959). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Now known as ICRP Publication 1.*
- ICRP. (1989). *ICRP Publication 56. Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 1.* Published for the International Commission on Radiological Protection by Pergamon Press.
- ICRP. (1994a). *ICRP Publication 66. Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection.*
- ICRP. (1994b). *ICRP Publication 67. Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides. Part 2, Ingestion dose coefficients : a report.* Published for the International Commission on Radiological Protection [by] Pergamon.
- ICRP. (1995). *ICRP Publication 69. Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 3 Ingestion Dose Coefficients.*
- ICRP. (1997). *ICRP Publication 78. Individual monitoring for internal exposure of workers.*
- ICRP. (2006). *ICRP Publication 100. Human Alimentary Tract Model for Radiological Protection.*
- ICRP. (2007a). *ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.*
- ICRP. (2007b). *ICRP Publication 107. Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations.*
- ICRP. (2008). *ICRP Publication 108. Environmental protection: the concept and use of reference animals and plants.* Published for the International Commission on Radiological Protection by Elsevier.
- ICRP. (2009). Adult Reference Computational Phantoms. *Annals of the ICRP*, 39(2), 21–45. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2009.07.004>
- ICRP. (2020). *Adult mesh-type reference computational phantoms* (ICRP Publication 145, Vol. 49). *Ann. ICRP* 49(3).

- ICRP. (1955). *1954 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*.
- ICRU. (1989). *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement*. International Commission on Radiation Units and Measurements.
- ICRU. (1992). *Phantoms and computational models in therapy, diagnosis, and protection*. International Commission on Radiation Units and Measurements.
- Jayachandran, C. A. (1971). Calculated effective atomic number and Kerma values for tissue-equivalent and dosimetry materials. *Em Physics in Medicine & Biology A Jayachandran* (Vol. 16, Número 4).
- Jusufbegović, M., Pandžić, A., Šehić, A., Jašić, R., Julardžija, F., Vegar-Zubović, S., & Beganović, A. (2022). Computed tomography tissue equivalence of 3D printing materials. *Radiography*, 28(3), 788–792. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2022.02.008>
- Kerkhoff, W., Visser, M., Mattijssen, E., Hermsen, R., & Alberink, I. (2022). A combined cowhide/gelatine soft tissue simulant for ballistic studies. *Forensic Science International*. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2022.111392>
- Kim, C. H., Choi, S. H., Jeong, J. H., Lee, C., & Chung, M. S. (2008). HDRK-Man: A whole-body voxel model based on high-resolution color slice images of a Korean adult male cadaver. *Physics in Medicine and Biology*, 53(15), 4093–4106. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/15/006>
- Kiss, J., Balkay, L., Kukuts, K., Miko, M., Forgacs, A., Trencsenyi, G., & Krizsan, A. K. (2022). 3D printed anthropomorphic left ventricular myocardial phantom for nuclear medicine imaging applications. *EJNMMI Physics*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s40658-022-00461-3>
- Knoll, G. F. (2010). *Radiation Detection and Measurement* (Vol. 4). John Wiley & Sons, Inc.
- Kovtun, A. N., Firsanov, V. B., Forminykh, V. I., & Isaakyan, G. A. (2000). Metrological parameters of the unified calibration whole-body phantom with gamma-emitting radionuclides. *Radiation Protection Dosimetry*, 89, 239–242. <https://academic.oup.com/rpd/article/89/3-4/239/1685337>
- Kovtun, AN., Firsanov, V. B., Fominykh, V. I., & Isaakyan, G. A. (1990). *Standardized phantom for calibration of whole-body spectrometers and of radiometric installations. Information Material, RISHT Inventory n. 1980.*

- Kramer, G. H., & Inn, K. G. W. (1991). A summary of the proceedings of the workshop on standard phantoms for in vivo radioactivity measurement. *Health Physics*, 61(6), 893–894.
- Kramer, R., Khoury, H. J., Vieira, J. W., Loureiro, E. C. M., Lima, V. J. M., Lima, F. R. A., & Hoff, G. (2004). All about FAX: A Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 49(23), 5203–5216. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/23/001>
- Kramer, R., Vieira, J. W., Khoury, H. J., Lima, F. R. A., & Fuelle, D. (2003). All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. Em *Phys. Med. Biol*, 48.
- Kulesza, J. A., Adams, T. R., Armstrong, J., Chudoung, Bolding, S. R., Brown, F. B., Bull, J. S., Burke, T., Patrick, Clark, A., Rich, Forster, R., Arthur, I., Giron, J., Frank, Grieve, T., Sumner, Josey, C., Zukaitis, A. J. (2022). *MCNP® Code Version 6.3.0 Theory & User Manual*.
- Lascaud, J., Dash, P., Schnürle, K., Bortfeldt, J., Niepel, K., Maas, J., Würfl, M., Vidal, M., Hérault, J., Landry, G., Savoia, A. S., Lauber, K., & Parodi, K. (2022). Fabrication and characterization of a multimodal 3D printed mouse phantom for ionoacoustic quality assurance in image-guided pre-clinical proton radiation research. *Physics in Medicine and Biology*, 67(20). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac9031>
- Laurer, G. R. (1968). *In vivo measurements of radionuclides emitting soft penetrating radiations*. New York University.
- Lebacqz, A. L., Bruggeman, M., & Vanhavere, F. (2011). Efficiency calibration of a whole-body-counting measurement setup using a modular physical phantom. *Radiation Protection Dosimetry*, 144(1–4), 411–414. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq575>
- Lecarme, O., & Delvare, K. (2012). *The book of GIMP: a complete guide to nearly everything*. No Starch Press.
- Li, W. B. (2018). Internal dosimetry -A review of progress. Em *Japanese Journal of Health Physics* (Vol. 53, Número 2, p. 72–99). Japan Health Physics Society. <https://doi.org/10.5453/jhps.53.72>
- Limpadapun, K., & Sukmanee, J. (2021). A Study of an Effect on Moisture from 3D Printer Filament Drying Processes. *Key Engineering Materials*, 902, 101–106. <https://doi.org/https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.902.101>

- Loening, A. M., & Gambhir, S. S. (2003, julho). AMIDE: A Free Software Tool for Multimodality Medical Image Analysis. *Molecular Imaging*, 131–137. www.syngo.com
- López, M. A., Nogueira, P., Vrba, T., Tanner, R. J., Rühm, W., & Tolmachev, S. Y. (2019). Measurements and Monte Carlo Simulations of ^{241}Am Activities in Three Skull Phantoms: EURADOS-USTUR Collaboration. *Health Physics*, 117(2), 193–201. <https://doi.org/10.1097/HP.0000000000001080>
- Manohari, M., Sugumar, P., Deepu, R., Mathiyarasu, R., & Venkatraman, B. (2022). Comparison of Indian BOMAB and ICRP voxel phantom for calibration of shadow shield whole body counter. *Applied Radiation and Isotopes*, 180. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2021.110020>
- Manríquez, H., Díaz, L. G., Arencibia, G., Jiménez, R., & Contreras, A. (2016). Fabricación de un Fantoma Antropomórfico de Tiroides para Calibración de Gammacámaras en el Estudio de Contaminación Interna con Radionúclidos del Personal Ocupacionalmente Expuesto de Centros de Medicina Nuclear de Chile. *Revista Latinoamericana de Física Médica*, 83–86.
- MCNP® User's Manual Code Version 6.2. (2017). Em *Los Alamos National Security, LLC. LA-UR-17-29981*.
- Mendes, B. M., Ferreira Fonseca, T. C., Duarte Vital, K., Augusto Da Silva, T., Passos, T., & De Campos, R. (2016). *MCNPx Computational Estimation of the Calibration Factor of an In Vivo Counter for ^{18}F -FDG Activity Incorporated in the Brain*. 3.
- Moratelli, T., Soares, A. B., Lucena, E. A. de, Dantas, A. L. A., Mendes, B. M., Felix Junior, P. S. S., Bourguignon, F. L., Dórea, M. de M., Romani, E. C., & Dantas, B. M. (2021). Use of voxelized thyroid models to develop a physical-anthropomorphic phantom for 3D printing. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, 9(2C). <https://doi.org/10.15392/bjrs.v9i2c.1673>
- Nagarajan, N., Dupret-Bories, A., Karabulut, E., Zorlutuna, P., & Vrana, N. (2018). Enabling personalized implant and controllable biosystem development through 3D printing. *Biotechnology Advances*, 36(2), 521–533.
- National Committee on Radiation Protection. (1953). Maximum permissible amounts of radioisotopes in the human body and maximum permissible concentrations in air and water. Handbook 52. Em *National Bureau of Standards Handbook 52*.

- NCRP, N. C. on R. P. (1980). *Management of persons accidentally contaminated with radionuclides. NCRP Report No 69* .
- NCRP, N. C. on R. P. (1987). *Use of bioassay procedures for assessment of internal radionuclide deposition. NCRP Report No 87*.
- Newton, D., Wells, A. C., Mizushita, S., Toohey, R. E., Sha, J. Y., Jones, R., Jefferies, S. J., Palmer, H. E., Rieksts, G. A., Anderson, A. L., & Campbell, G. W. (1985). The Livermore phantom as a calibration standard in the assessment of plutonium in lungs. *International Symposium on the Assessment of Radioactive Contamination in Man*, 183–199.
- Niaounakis, M., Kontou, E., & Xanthis, M. (2011). Effects of aging on the thermomechanical properties of poly(lactic acid). *Journal of Applied Polymer Science*, 119(1), 472–481. <https://doi.org/10.1002/app.32644>
- Nishizawa, K., Maekoshi, H. (1990). Thyroidal meter 125-I monitoring system using an NaI(Tl) survey. *Health Physics*, 58(2), 165–169.
- NIST, N. I. of S. and T. *NIST XCOM: Photon Cross Sections Database*. Disponível em: <https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database>. Acesso em 27 de janeiro de 2023,
- Özdemir, M., Özdemir, G., & Eroğul, O. (2019). Investigating ballistic gelatin based phantom properties for ultrasound training. *IFMBE Proceedings*, 68(1), 789–793. https://doi.org/10.1007/978-981-10-9035-6_145
- Pacheco, D. (2023). *Modelagem, validação e teste da blindagem do contador de corpo inteiro e da sala de monitoração do LDI, utilizando código de Monte Carlo* [Dissertation]. Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear.
- Paiva, F. G., Mendes, B. M., Da Silva, T. A., Lacerda, M. A. S., Pinto, J. R., Prates, S., Filho, N. N. A., Dantas, A. L. A., Dantas, B. M., & Fonseca, T. C. F. (2017). Calibration of the LDI/CDTN Whole Body Counter using three physical phantoms. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*.
- Paiva, F. G., Oliveira, A. H. de, Mendes, B. M., Pinto, J. R., Filho, N. do N. A., Dantas, B. M., Dantas, A. L. A., Silva, T. A. da, Lacerda, M. A. de S., & Fonseca, T. C. F. (2016). Improvement of the WBC calibration of the Internal Dosimetry Laboratory of the CDTN/CNEN using the physical phantom BOMAB and MCNPX code. *Applied radiation and isotopes: including data, instrumentation and methods for use in*

- agriculture, industry and medicine*, 117, 123–127.
<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2015.12.059>
- Palmer, H. E., Spitz, H. B., & Rieksts, G. A. (1985). The US Transuranium Registry Report on the ²⁴¹Am Content of a Whole Body. Part III: Gamma ray measurements. *Health Physics*, 49(4), 577–586.
- Paquet, F. (2019). The new ICRP biokinetic and dosimetric models. *BIO Web of Conferences*, 14, 02001. <https://doi.org/10.1051/bioconf/20191402001>
- Paquet, F. (2022). Internal Dosimetry: State of the Art and Research Needed. *Journal of Radiation Protection and Research*, 47(4), 181–194.
<https://doi.org/10.14407/jrpr.2021.00297>
- Paquet, F., Etherington, G., Bailey, M. R., Leggett, R. W., Lipsztein, J., Bolch, W., Eckerman, K. F., & Harrison, J. D. (2015). *Annals of the ICRP Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1*.
- Park, M. S., Kim, H. S., Yoo, J., Kim, C. H., Jang, W. II, & Park, S. (2021). Virtual calibration of whole-body counters to consider the size dependency of counting efficiency using Monte Carlo simulations. *Nuclear Engineering and Technology*, 53(12), 4122–4129. <https://doi.org/10.1016/j.net.2021.06.026>
- Park, M. S., Kim, M., Yoo, J., & Jo, M. (2021). Validation of the whole-body counting measurement in a radiation emergency. *Applied Radiation and Isotopes*, 168. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2020.109476>
- Park, M. S., Yoo, J., Kim, M., Jang, W. II, & Park, S. (2023). Determination of counting efficiency considering the biodistribution of ¹³¹I activity in the whole-body counting measurement. *Nuclear Engineering and Technology*, 55(1), 295–303. <https://doi.org/10.1016/j.net.2022.09.013>
- Paschoa, A. S., Nogueira De Oliveira, C. A., Louren, M. C., Lipsztein, J. L., & Mafra Guidicini, O. Y. (1993). History and development of whole body counting in Brazil. *Em Environment International*, 19.
- Pereira, D. D., Cardoso, S. C., Batista, D. V. S., de Souza, F. M. L., de Sousa, J. V. M., Gonçalves, O. D., & da Rosa, L. A. R. (2022). Development of an anthropomorphic phantom based on 3D printing for assessment of dose delivered to the eye and adjacent tissues. *Radiation Physics and Chemistry*, 199. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110292>

- Pieper, S., Halle, M., & Kikinis, R. (2004). *3D SLICER*.
- PNNL, P. N. N. L. (2021). *Data Mining Analysis and Modeling Cell Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*.
<https://www.ntis.gov/about>
- Potter, C. A. (2005). INTERNAL DOSIMETRY: A REVIEW. *Journal of Health Physics*, 88(6), 565–578.
- Price, G., Biglin, E. R., Collins, S., Aitkinhead, A., Subiel, A., Chadwick, A. L., Cullen, D. M., Kirkby, K. J., Schettino, G., Tipping, J., & Robinson, A. (2020). An open source heterogeneous 3D printed mouse phantom utilising a novel bone representative thermoplastic. *Physics in Medicine and Biology*, 65(10). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab8078>
- Rasband, W. S. (2016). *ImageJ*. U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA. <http://imagej.nih.gov/ij/>
- Ródenas, J., Burgos, M., Zarza, I., & Gallardo, S. (2005). Simulation of germanium detector calibration using the Monte Carlo method: comparison between point and surface source models. *Radiation Protection Dosimetry*, 116 1-4 Pt 2, 55-8 . , 116(1–4), 55–58.
- Savi, M., Andrade, M. A. B., & Potiens, M. P. A. (2020). Commercial filament testing for use in 3D printed phantoms. *Radiation Physics and Chemistry*, 174. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2020.108906>
- Savi, M., Villani, D., Andrade, M. A. B., Rodrigues, O., & Potiens, M. P. A. (2021). Study on attenuation of 3D printing commercial filaments on standard X-ray beams for dosimetry and tissue equivalence. *Radiation Physics and Chemistry*, 182. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2021.109365>
- Schläger, M. (2011). Comparison of various anthropomorphic phantom types for in vivo measurements by means of Monte Carlo simulations. *Radiation Protection Dosimetry*, 144(1–4), 384–388. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq320>
- Shirotani, T. (1988). Realistic torso phantom for calibration of in-vivo transuranic-nuclide counting facilities. *Journal Nuclear Sciences and Technology*, 25, 875.
- Shypailo, R., & Ellis, K. (2011). Whole body counter calibration using Monte Carlo modeling with an array of phantom sizes based on national anthropometric reference data. *Physics in Medicine & Biology*, 56, 2979 - 2997.

- Snyder, S. F., & Traub, R. J. (2010). The Livermore phantom history and supplementation. *Em Health Physics* (Vol. 98, Número 3, p. 459–465). <https://doi.org/10.1097/HP.0b013e3181c03cc4>
- Solberg, T., DeMarco, J., Chetty, I., Mesa, A., Cagnon, C., Li, A., Mather, K., Medin, P., Arellano, A., & Smathers, J. (2001). A review of radiation dosimetry applications using the MCNP Monte Carlo code. *Radiochimica Acta*, 89, 337–335.
- Soultanidis, G., Subiel, A., Renard, I., Reinhart, A. M., Green, V. L., Oelfke, U., Archibald, S. J., Greenman, J., Tulk, A., Walker, A., Schettino, G., & Cawthorne, C. J. (2019). Development of an anatomically correct mouse phantom for dosimetry measurement in small animal radiotherapy research. *Physics in Medicine and Biology*, 64(12). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab215b>
- Speight, R. G., Peabody, CO., & Ramsden, D. (1964). An improved phantom for studies of plutonium and americium in human lungs. *International Atomic Energy Agency Symposium on Assessment of Radioactivity in Man*.
- Takahashi, M., Kinase, S., & Kramer, R. (2011). Evaluation of counting efficiencies of a whole-body counter using Monte Carlo simulation with voxel phantoms. *Radiation Protection Dosimetry*, 144(1–4), 407–410. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq417>
- Tekin, H. O., Singh, V. P., Altunsoy, E. E., Manici, T., & Sayyed, M. I. (2017). Mass attenuation coefficients of human body Organs using MCNPX Monte Carlo Code. *Iranian Journal of Medical Physics*, 14(4), 229–240. <https://doi.org/10.22038/ijmp.2017.23478.1230>
- Tillery, H., Moore, M., Gallagher, K. J., Taddei, P. J., Leuro, E., Argento, D., Moffitt, G., Kranz, M., Carey, M., Heymsfield, S. B., & Newhauser, W. D. (2022). Personalized 3D-printed anthropomorphic whole-body phantom irradiated by protons, photons, and neutrons. *Biomedical Physics and Engineering Express*, 8(2). <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ac4d04>
- Tino, R. B., Yeo, A. U., Brandt, M., Leary, M., & Kron, T. (2022). A customizable anthropomorphic phantom for dosimetric verification of 3D-printed lung, tissue, and bone density materials. *Medical Physics*, 49(1), 52–69. <https://doi.org/10.1002/mp.15364>
- Tino, R., Yeo, A., Leary, M., Brandt, M., & Kron, T. (2019). A systematic review on 3D-Printed imaging and dosimetry phantoms in radiation therapy. *Em Technology in*

- Cancer Research and Treatment* (Vol. 18, p. 1–14). SAGE Publications Inc. <https://doi.org/10.1177/1533033819870208>
- Toohey, R. E., Palmer, E., Anderson, L., Berger, C., Cohen, N., Eisele, G., Washhldz, B., & Burr JR, W. (1991). Current status of whole-body counting as a means to detect and quantify previous exposures to radioactive materials. *Health Physics*, *60*(1), 7–14.
- Tran-Gia, J., Schlögl, S., & Lassmann, M. (2016). Design and fabrication of kidney phantoms for internal radiation dosimetry using 3D printing technology. *Journal of Nuclear Medicine*, *57*(12), 1998–2005. <https://doi.org/10.2967/jnumed.116.178046>
- Villani, D., Rodrigues, O., & Campos, L. L. (2020). Dosimetric characterization of 3D printed phantoms at different infill percentages for diagnostic X-ray energy range. *Radiation Physics and Chemistry*, *172*. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2020.108728>
- Vital, K. D., Mendes, B. M., de Sousa Lacerda, M. A., da Silva, T. A., & Ferreira Fonseca, T. C. (2019). Development of a physical head phantom using of a solid brain equivalent tissue for the calibration of the 18F-FDG internal monitoring system. *Radiation Physics and Chemistry*, *155*, 56–61. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.08.037>
- White, D. R. (1974). *The Formulation of Substitute Materials with Predetermined Characteristics of Radiation Absorption and Scattering*. University of London.
- White, D. R. (1978). Tissue substitutes in experimental radiation physics. *Medical Physics*
- Winslow, J. F., Hyer, D. E., Fisher, R. F., Tien, C. J., & Hintenlang, D. E. (2009). Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, *10*(3), 195–204. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v10i3.2986>
- Yoriyaz, H., Stabin, M., & Santos, A. (2001). Monte Carlo MCNP-4B-based absorbed dose distribution estimates for patient-specific dosimetry. *Journal of Nuclear Medicine, Society of Nuclear Medicine*, *42*(4), 662–669.
- Zeman, R., Lobaugh, M., Spitz, H., Glover, S., & Hickman, D. (2009). A calibration phantom for direct, in vivo measurement of 241Am in the axillary lymph nodes. *Health Physics*, *97*(3), 219–227. <https://doi.org/10.1097/HP.0b013e3181abab16>

- Zerby, C. D., Meyer, A., & Murray, R. B. (1961). Intrinsic line broadening in NaI(Tl) gamma-ray spectrometers. *Nuclear Instruments and Methods*, 12, 115–123. [https://doi.org/10.1016/0029-554X\(61\)90119-7](https://doi.org/10.1016/0029-554X(61)90119-7)
- Zhang, B., Mille, M., & Xu, X. G. (2008). An analysis of dependency of counting efficiency on worker anatomy for in vivo measurements: Whole-body counting. *Physics in Medicine and Biology*, 53(13), 3463–3475. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/13/004>
- Zhang, H., Hou, K., Chen, J., Dyer, B. A., Chen, J. C., Liu, X., Zhang, F., Rong, Y., & Qiu, J. (2018). Fabrication of an anthropomorphic heterogeneous mouse phantom for multimodality medical imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 63(19). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aadf2b>

APÊNDICE I

Metodologia de manipulação das imagens para criação do simulador físico Reference Female Phantom for Internal Dosimetry

O *Reference Female Phantom for Internal Dosimetry*, ou RFPID, é um simulador físico impresso em 3D elaborado para fins de calibração em eficiência de um Contador de Corpo Inteiro. O RFPID foi desenvolvido a partir do *Reference Computational Phantom Adult Female* (RCP_AF), um fantoma de voxel feminino de referência disponibilizado pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, do inglês *International Commission of Radiation Protection*) em sua Publicação 110, intitulada *Adult Reference Computational Phantoms*. A ICRP preconiza, como uma mulher de referência, uma altura de 1,60 m e com 60 kg de massa.

Neste documento estarão descritos a metodologia própria e detalhada de manipulação das imagens do RCP_AF até que se obtenha as imagens imprimíveis do fantoma RFPID. Objetiva-se que o leitor, caso tenha interesse, possa reproduzi-lo a partir do passo-a-passo aqui descrito. Este processo está descrito em forma de 20 tópicos em ordem cronológica de produção de todas as peças do simulador.

A ICRP-110 disponibiliza seus fantasmas em uma série de dados textuais, sendo assim necessária a conversão desses dados para imagem. Para realizar tal medida, um programa próprio, desenvolvido pelo Prof. Dr. Bruno Mendes em linguagem C++, foi utilizado. O mesmo pode ser feito com diversos programas desenvolvidos com outras linguagens de programação de preferência.

A partir da obtenção das imagens do RCP_AF, os procedimentos a seguir explanados devem ser adotados. Para cada um dos processos descritos abaixo, será designada uma pasta para salvamento da sequência de imagens. Tal meio objetiva evitar perda de todos os feitos anteriores caso algo dê errado em um dos processos. O nome de cada pasta segue de acordo com preferências pessoais de cada pessoa, não sendo necessário seguir os mesmos nomes aqui citados.

1. Salve a sequência de 350 imagens do fantoma de voxel RCP_AF em uma pasta de trabalho.
2. **Corte sagital das imagens:** Carregue a pasta de trabalho com as imagens originais para o ImageJ® → Selecione a forma “*Rectangle*” → Selecione a metade direita da imagem → Clique em Image → Crop → File → Save As → *Image Sequence* → Selecione a pasta “Originais” designada na pasta “Lado direito” → Tipo de Imagem: TIFF/ Start at: 1/ Digits: 3 → Save.
3. Repita o passo 2 para o lado esquerdo.

Os passos a seguir devem ser feitos para ambos os lados.

4. **Binarização das imagens:** carregue a pasta de trabalho no ImageJ® → Clique em *Image* → *Adjust* → *Threshold* → Defina “min: 1” e “max: 255” → Selecione a opção “*Default*” e “*Red*” → marque a caixinha “*Don't reset range*” → *Apply* → Na nova janela, desmarque todas as caixinhas e dê “*OK*” → *File* → *Save As* → *Image Sequence* → Selecionar pasta de trabalho “Binários” → Tipo de Imagem: TIFF/ *Start at: 1/ Digits: 3* → *Save*.

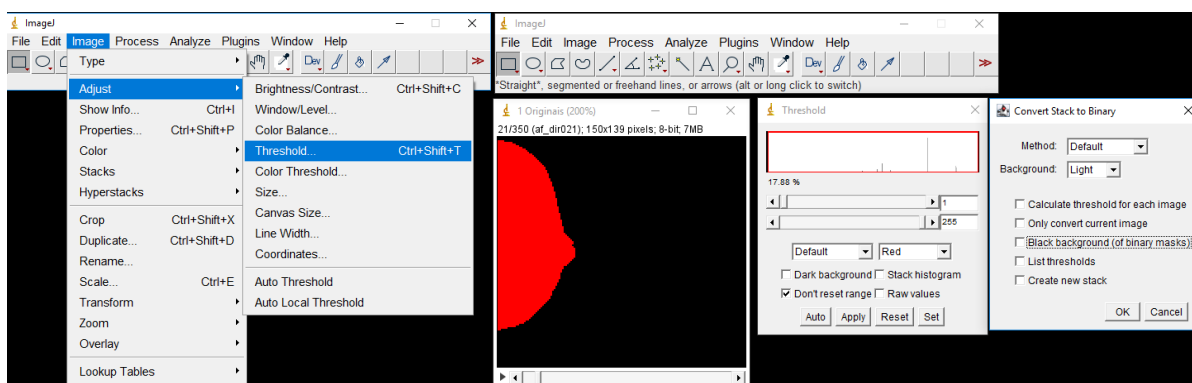


Figura 1. Captura de tela do processo para aplicação da binarização das imagens.

Fonte: O Autor

5. **Mudando a escala de pixels:** Carregar a pasta “Binários” no ImageJ® → *Image* → *Scale* → “X e Y = 1.775” e “Z = 4.84” → Defina: *Interpolation* = “*None*” → Desmarque todas as caixinhas → *Apply* → Com a nova janela com a sequência de 1694 imagens criadas, selecione *File* → *Save As* → *Image Sequence* → Selecionar pasta de trabalho “1x1x1 mm” → Tipo de Imagem: TIFF/ *Start at: 1/ Digits: 4* → *Save*.

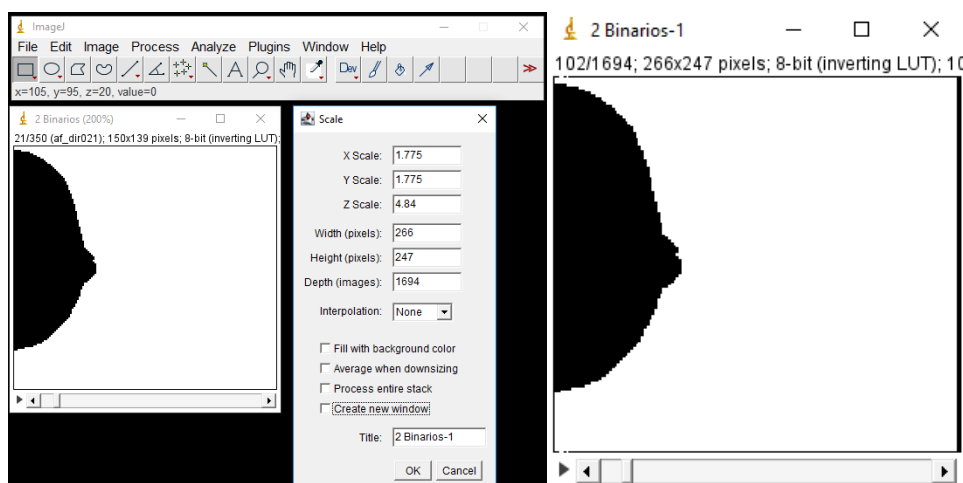


Figura 2. Captura de tela do processo de mudança de escala dos pixels. À direita, o montante de imagens resultantes (de 350 para 1694).

Fonte: O Autor

6. **Diminuir serrilhamento nas bordas das imagens:** Carregar pasta de trabalho “1x1x1 mm” no ImageJ → *Filters* → *Gaussian Blur 3D* → Defina “X = 2”, “Y = 2”, “Z = 6” → *Apply* → *File* → *Save As* → *Image Sequence* → Selecionar pasta de trabalho “Gaussian Blur 2x2x6” → Tipo de Imagem: TIFF/ *Start at: 1/ Digits: 4* → *Save*.

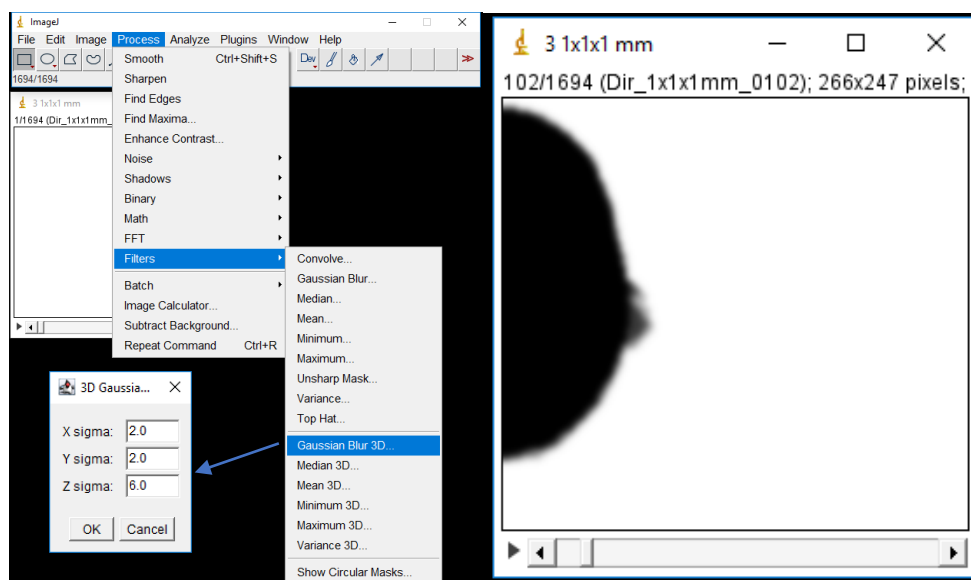


Figura 3. Captura de tela do processo de aplicação do filtro para diminuição do serrilhamento das bordas. À direita, o resultado em uma das imagens.

Fonte: O Autor

7. **Binarização das imagens com filtro aplicado:** Carregar pasta “Gaussian Blur 2x2x6” no ImageJ® → *Image* → *Adjust* → *Threshold* → Defina “min = 127” e

“max 255” → Selecione a opção “Default” e “Red” → marque a caixinha “Don’t reset range” → Apply → Na nova janela, desmarque todas as caixinhas e dê “OK” → File → Save As → Image Sequence → Selecionar pasta de trabalho “Gaussian_Bin” → Tipo de Imagem: TIFF/ Start at: 1/ Digits: 4 → Save.

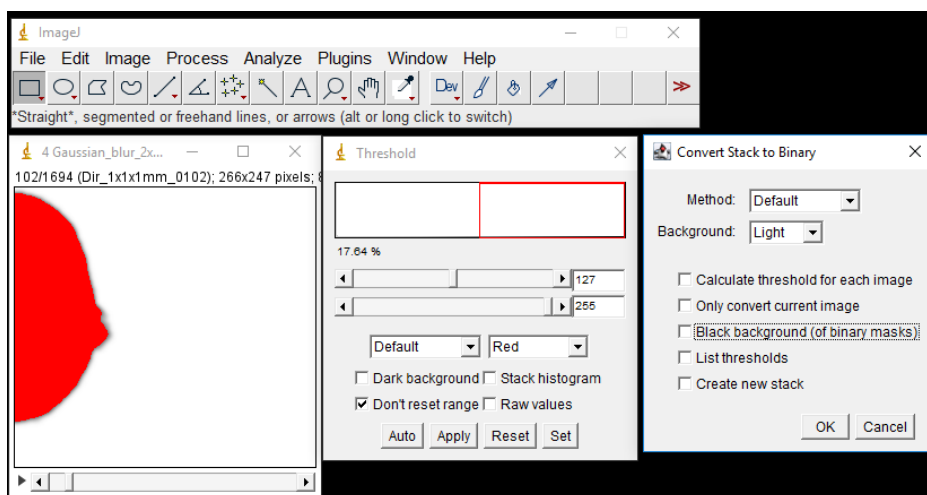


Figura 4. Captura de tela dos parâmetros para binarização das imagens.

Fonte: O Autor

8. **Separação das peças:** Crie uma pasta de trabalho para separação das futuras peças do fantoma. Dentro dela, crie pastas de trabalho separadas para cada peça. O número de imagens para cada peça variará de acordo com a altura de impressão desejada e possível para impressora a ser utilizada para impressão das mesmas. Aqui, foram feitas peças de 20 cm de altura, dessa forma, foram separadas 200 imagens para cada peça e 294 para as últimas peças correspondente aos pés. Uma vez que os pixels possuem dimensões 1x1x1 mm³, cada imagem corresponde a um milímetro de altura na peça final. Dentro da pasta designada para a peça, salve o conjunto de imagens em uma pasta de trabalho nomeada como “Originais”, para separá-las dos processos subsequentes.

1 a 200	Pasta de arquivos
201 a 400	Pasta de arquivos
401 a 600	Pasta de arquivos
601 a 800	Pasta de arquivos
801 a 1000	Pasta de arquivos
1001 a 1200	Pasta de arquivos
1201 a 1400	Pasta de arquivos
1401 a 1694	Pasta de arquivos

Figura 5. Exemplo da separação de imagens para as peças.

Fonte: O Autor

Os passos a seguir descrevem a criação das peças, aqui também nomeadas como “cascas”, e devem ser realizados em cada pasta de trabalho referente às peças de impressão.

9. **Processo de diminuição das bordas para criação da casca:** Carregar pasta de trabalho com o conjunto de imagens separada para a peça → *Process* → *Erode* → Clique em “Yes” para que o processo seja feito em todas as imagens → Repetir 7x → *File* → *Save As* → *Image Sequence* → Selecionar pasta de trabalho “Erodidos” → Tipo de Imagem: TIFF/ *Start at: 1/ Digits: 3* → *Save*.

Obs: o processo de erodir a imagem remove uma camada de pixels das bordas. O número de vezes em que o processo de erosão ocorre pode variar caso queira uma peça com espessura diferente. Cada erosão equivalerá a um milímetro de casca no final.

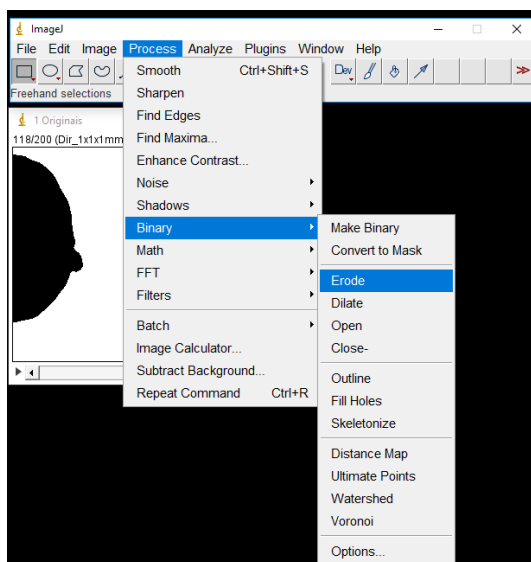


Figura 6. Captura de tela do processo de erosão das imagens.

Fonte: O Autor

10. **Criação da primeira casca:** Carregar as pastas de trabalho “Originais” e “Erodidos” no ImageJ® → *Process* → *Image Calculator* → Defina: “*Image 1 = Originais*”, “*Operation = Subtract*”, “*Image 2 = Erode*” → Marque a caixinha “*Creat New Window*” → *Apply* → Clique em “Yes” para que o processo seja feito em todas as imagens → *File* → *Save As* → *Image Sequence* → Selecionar pasta de trabalho “Casca 1” → Tipo de Imagem: TIFF/ *Start at: 1/ Digits: 3* → *Save*.

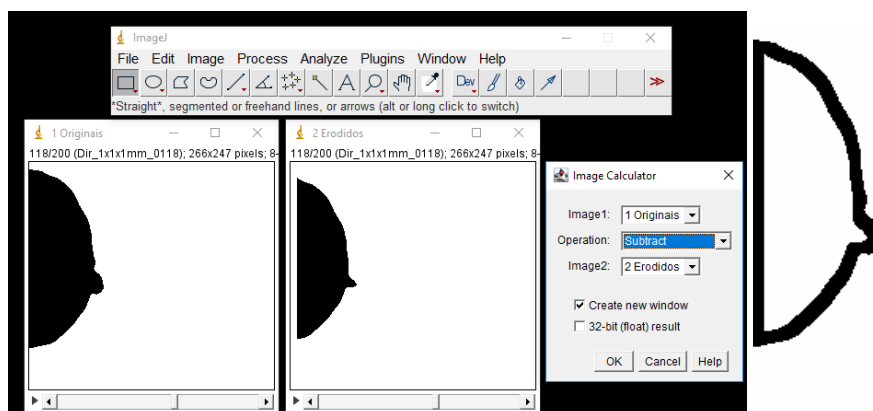


Figura 7. Captura de tela do processo de criação da Casca 1. À direita, a casca criada ao final do processo.
(Fonte: O Autor)

11. **Fechando as bordas no eixo Z:** Carregue a pasta de trabalho “Originalis” no ImageJ® → *Stacks* → *Reslice [I]* → Marque as caixinhas “*Rotate 90 degrees*” e “*Avoid interpolation*” → Defina: “*Output spacing (pixels) = 1.000*”, “*Start at = Top*” → *Apply* → *File* → *Save As* → *Image Sequence* → Selecionar pasta de trabalho “Reslice” → Tipo de Imagem: TIFF/ *Start at: 1/ Digits: 3* → *Save*.

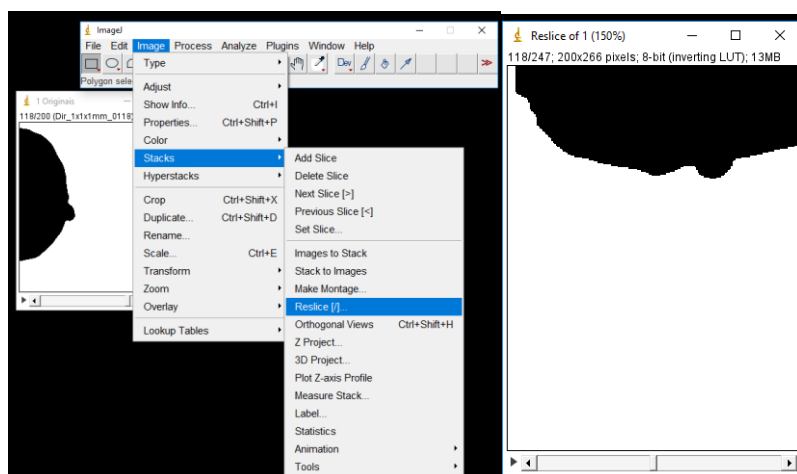


Figura 8. Captura de tela do processo de “Reslice”. À direita, o resultado ao final do processo.

Fonte: O Autor

12. **Processo de diminuição das bordas para criação da segunda casca:** Carregue a pasta “Reslice” no ImageJ® → *Process* → *Erode* → Repetir 7x → Clique em “*Yes*” para que o processo seja feito em todas as imagens → *File* → *Save As* → *Image Sequence* → Selecionar pasta de trabalho “Reslice Erode” → Tipo de Imagem: TIFF/ *Start at: 1/ Digits: 3* → *Save*.

Obs: A quantidade de vezes que o processo de erosão for aplicado neste passo, deve ser exatamente a mesma quantidade aplicada no passo 9, descrito mais acima.

13. **Criação da segunda casca:** Carregue as pastas de trabalho “Reslice” e “Reslice Erode” no ImageJ® → *Process* → *Image Calculator* → Defina: “*Image 1 = Reslice*”, “*Operation = Subtract*”, “*Image 2 = Reslice Erode*” → marcar caixinha “*Creat new window*” → *Apply* → Clique em “*Yes*” para que o processo seja feito em todas as imagens → *File* → *Save As* → *Image Sequence* → Selecionar pasta de trabalho “*Casca 2*” → Tipo de Imagem: TIFF/ *Start at: 1/ Digits: 3* → *Save*.
14. **Criação casca final:** Carregue pasta “*Casca 2*” no ImageJ → *Image* → *Stacks* → *Reslice [I]* → Marque as caixinhas “*Rotate 90 degrees*” e “*Avoid interpolation*” → Defina: “*Output spacing (pixels) = 1.000*”, “*Start at = Top*” → *Apply* → Repetir processo para fechar as bordas nos eixos X e Y. Isso criará uma janela nomeada como “*Reslice of Reslice*” na posição original, mantenha-a aberta → Carregue a pasta de trabalho “*Casca 1*” junto com a janela “*Reslice of Reslice*” → *Process* → *Image Calculator* → Defina: “*Image1 = Reslice of Reslice*”, “*Operation = OR*”, “*Image 2 = Casca 1*” → Marque a caixinha “*Create new window*” → *Apply* → Clique em “*Yes*” para que o processo seja feito em todas as imagens → *File* → *Save As* → *Image Sequence* → Selecionar pasta de trabalho “*Casca Final*” → Tipo de Imagem: TIFF/ *Start at: 1/ Digits: 3* → *Save*.

Obs: A operação “OR” unirá as duas cascas, removendo qualquer buraco gerado na “*Casca 2*” e fechando todas as aberturas contidas na “*Casca 1*”.

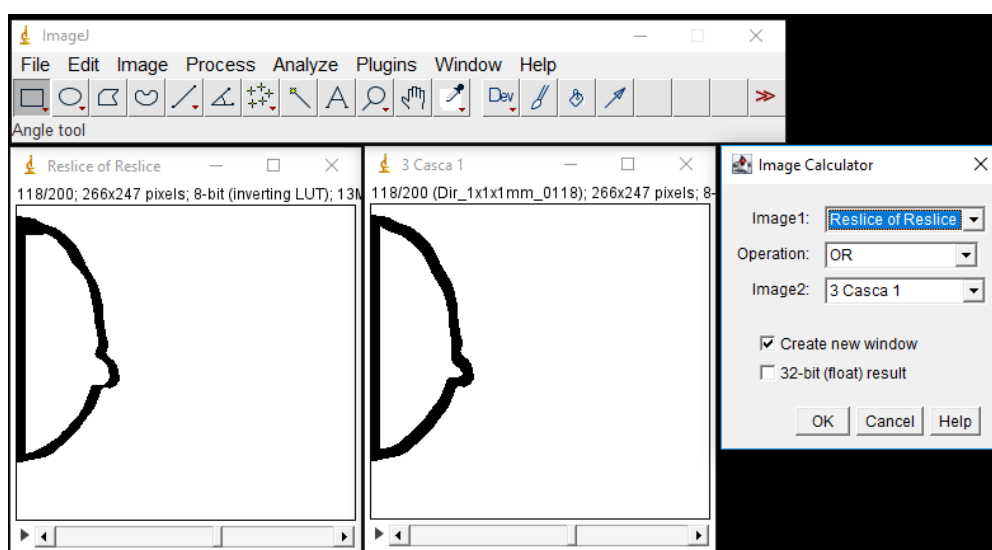


Figura 9. Captura de tela do processo de criação da casca final.

Fonte: O Autor

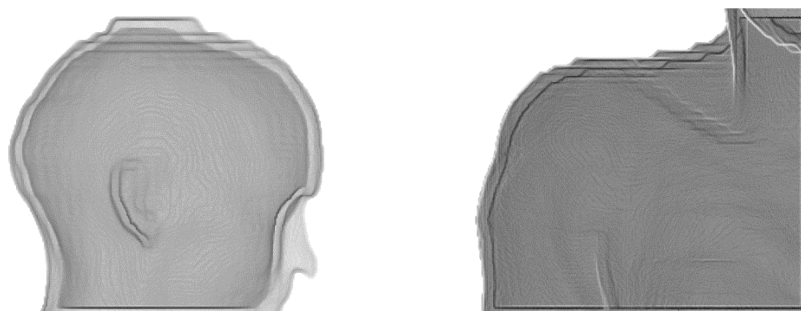


Figura 10. Imagens renderizadas do resultado da casca final, onde é possível ver a delimitação da casca e do espaço interno vazio. À esquerda, a peça 1 e, à direita, a peça 2, ambas as imagens são referentes ao lado esquerdo anatômico.

Fonte: O Autor

Devido às características de impressão da impressora 3D, como a criação de suportes para garantir boa qualidade de impressão das áreas mais anguladas de uma peça, uma tampa foi feita separadamente para cada peça. Elas foram criadas a partir das sete últimas imagens de cada peça, o que corresponde a sete milímetros de altura de tampa. Foi criado então um encaixe entre tampa e peça. Os processos de criação das tampas e encaixe são descritos nos passos abaixo. Eles devem ser feitos para todas as peças.

15. **Separação das tampas:** Para a tampa, separe as últimas nove imagens (192 a 200) da pasta de trabalho “Casca Final”, que se refere a área inferior da peça, e coloque-as em uma pasta de trabalho destinada à tampa. Deixe uma cópia das imagens 192 e 193 na pasta de trabalho destinada à peça. Para as duas peças referentes aos pés, separe as nove primeiras imagens (1 a 9) e deixe uma cópia das imagens 8 e 9 na pasta destinada à peça.

16. **Criação dos encaixes:** Carregue a imagem 192 da pasta de trabalho “Tampa” no software GIMP® → Com a ferramenta “Seleção contígua”, selecione a área da imagem → Vá em “Selecionar” → Encolher → Defina: “Encolher seleção por = 3 px” → OK → CTRL+I → Pressione a tecla “Delete” → Arquivo → Sobrescrever imagem original → Carregue essa imagem no software ImageJ® → Carregue também a imagem 192 da pasta de trabalho destinada à peça → *Process* → *Image Calculator* → Defina: “*Image1* = 192 (peça)”, “*Operation* = *Subtract*”, “*Image 2* = 192 (tampa)” → Marque a caixinha “*Create new window*” → *Apply* → Clique em “*Yes*” para que o processo seja feito em todas as imagens → *File* → *Save As* → TIFF → Selecionar pasta de trabalho “Casca Final/Peça” → *Save.* → Abra novamente a imagem 192 da tampa no GIMP® →

Com a ferramenta “Borracha”, apague os pixels sobressalentes de forma que fique apenas 1 milímetro de espessura → Arquivo → Sobrescrever imagem original → Abra a imagem 192 da peça no GIMP® → Com a ferramenta “Seleção contígua” selecione a parte interior do encaixe → Vá em “Selecionar” → Aumentar → Defina: “Aumentar seleção por = 1 px” → OK → Pressione a tecla “Delete” → Arquivo → Sobrescrever imagem original → Repita o mesmo processo para a imagem 193.

Obs: Para as duas peças referentes aos pés, a imagem 8 e 9 são equivalentes às imagens 192 e 193 das outras peças.

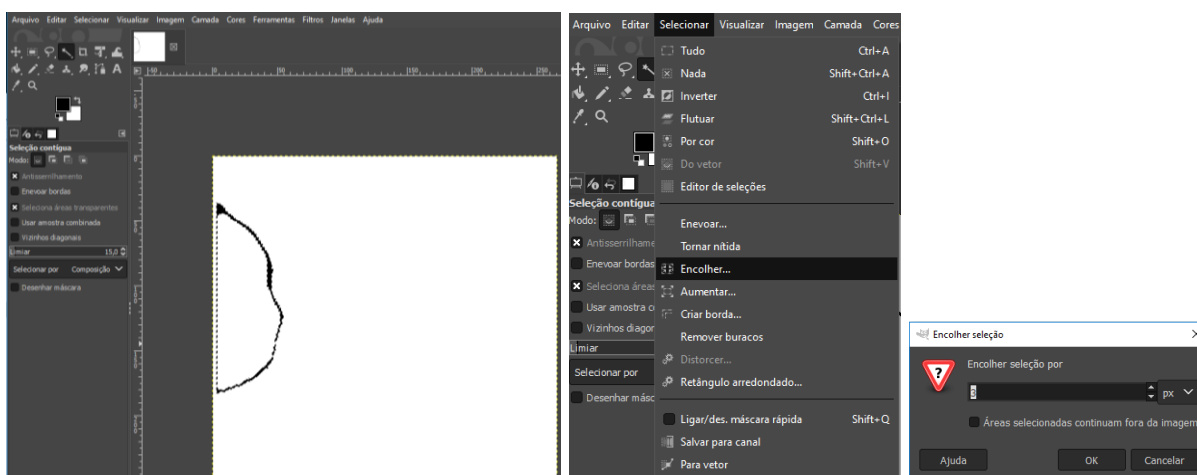


Figura 11. Processo de criação do encaixe tipo macho para a tampa no GIMP®.

Fonte: O Autor

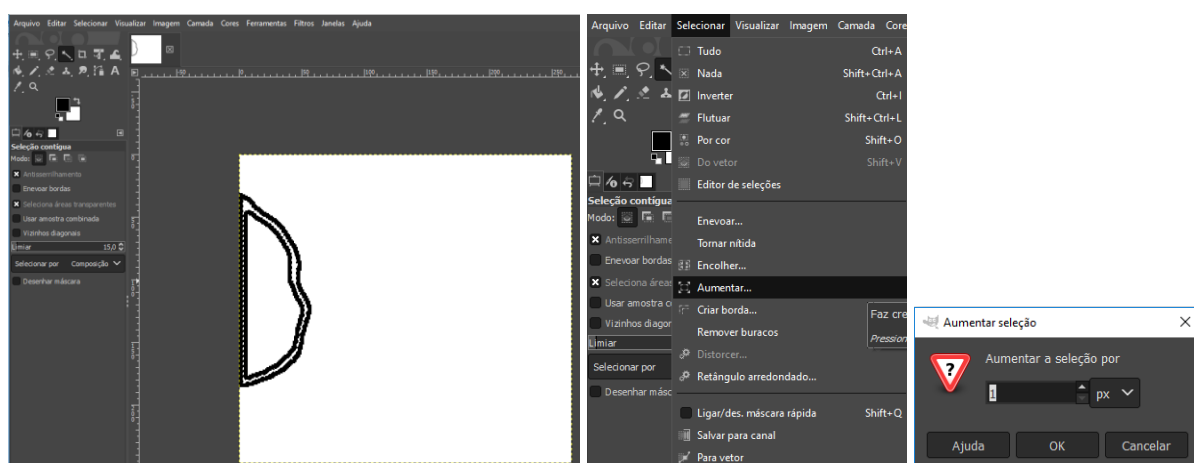


Figura 12. Processo criação encaixe tipo fêmea para a peça no GIMP®.

Fonte: O Autor

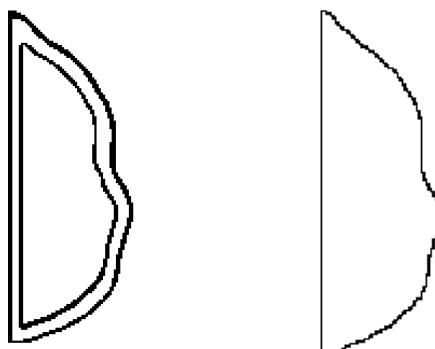


Figura 13. Resultado dos encaixes da peça (à esquerda) e da tampa (à direita).

Fonte: O Autor

17. **Salvando os arquivos em DICOM:** Carregar pasta de trabalho “Casca Final/Peça” no ImageJ® → *Save As* → *Save DICOM* → Marcar a caixa de seleção “Exportar como Multislice” → *Run* → Selecionar destino → *Salvar*.
18. **Definindo as dimensões do voxel na imagem:** Abrir o arquivo DICOM no software AMIDE® → Clique com o botão direito do mouse sobre o nome do arquivo → Vá em “voxel” → Defina: “X = 1”, “Y = 1” e “Z = 1” → *File* → *Export Data Set* → Defina “*Export = Original orientation*” e “*Export format = DICOM 3.0 VIA (X) MedCon*” → *Executar* → Seleccione o destino → *Salvar*.

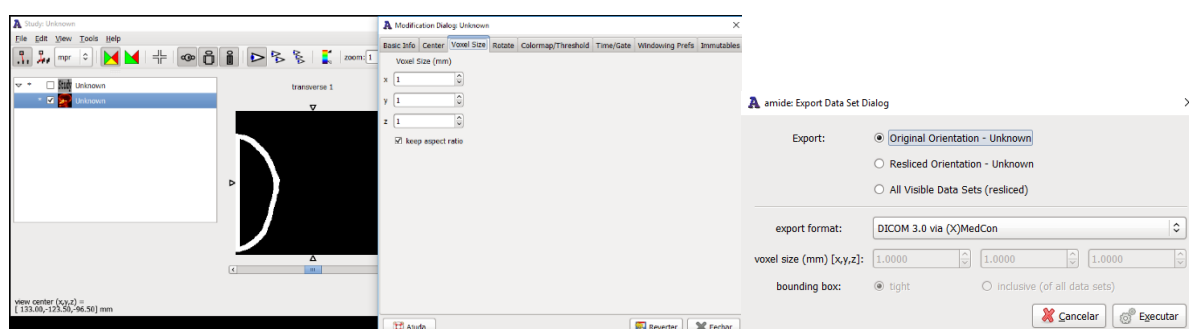


Figura 14. Captura de tela do processo de definição de voxel e salvamento no AMIDE®.

Fonte: O Autor

19. **Convertendo arquivo DICOM para STL:** Abra o arquivo gerado na etapa anterior com o programa 3DSlicer® → Na barra de ferramentas, selecione a opção “*Segment Editor*” → Na barra de tarefas à esquerda, selecione “*Add*” → *Threshold* → Defina: “*Range = 254 a 255*” → *Apply*. → Em “*Show 3D*” desmarque a “*Surface smoothing*” → Na seta ao lado, selecione “*Export to files*” → Seleccione a pasta de destino → Defina: “*File format = STL*” → *Export*.

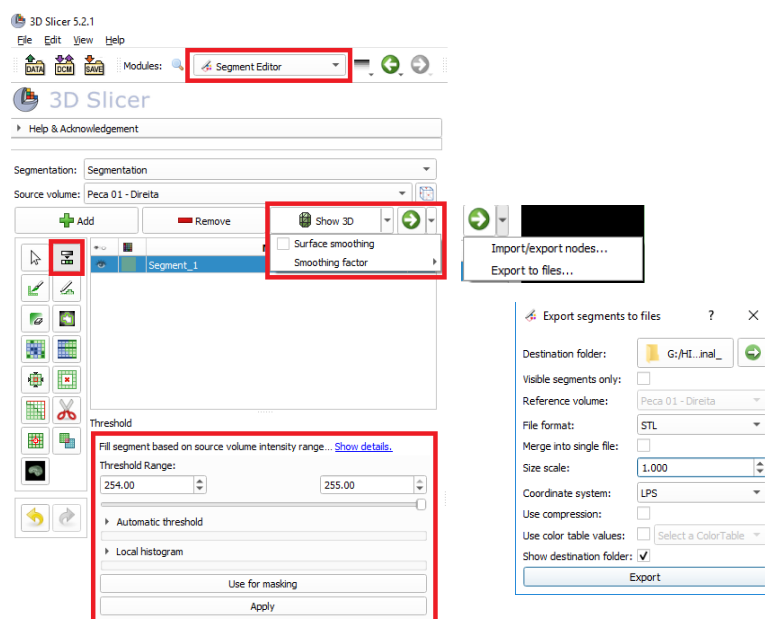


Figura 15. Captura de tela dos processos no 3D Slicer®.

Fonte: O Autor

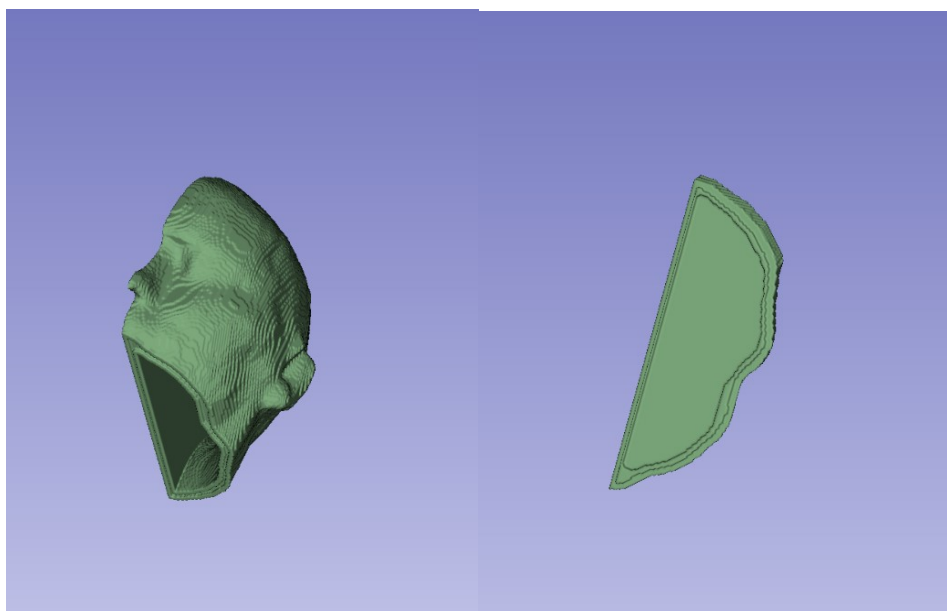


Figura 16. Imagens de uma peça final (esquerda) e tampa (direita) com seus encaixes.

Fonte: O Autor

Após a conversão dos arquivos para STL, a peça estará pronta para impressão. A tampa, porém, deverá passar ainda por um novo processamento para

inserção de um buraco de preenchimento. Uma vez que cada peça será impermeabilizada e terá sua tampa colada antes do preenchimento da mesma com material radioativo. A opção de colar antes do preenchimento é para evitar riscos de vazamento e também diminuir, ao máximo, a formação de bolhas de ar. Para essa adição de um furo na tampa, o programa FreeCAD, de acesso aberto, é utilizado. O passo a passo segue abaixo e deverá ser feito para todas as peças.

20. **Criando o furo da tampa:** Carregue a imagem STL da tampa no programa FreeCAD® → Na barra de ferramentas selecione a opção “Part” → Selecione a imagem e vá em “Peça” → Criar forma a partir de malha → Defina: “Tolerância para costura do objeto = 0,1” → Selecione a imagem resultante (a anterior pode ser excluída) → Peça → Converter para sólido → No modelo, crie um cilindro de 12,5 mm de raio e 4 mm de altura e outro cilindro de 7,5 mm de raio e 4 de altura. → Posicione os dois cilindros um acima do outro → Selecione os dois cilindros e faça a fusão dos dois para um único objeto com a ferramenta “Fusion”, o resultado deverá ser como o apresentado na Figura 18 → Posicione o objeto resultante em um ponto da tampa, onde ficará o furo. O cilindro menor deve estar voltado para a parte interna da tampa → Selecione a tampa e o cilindro e utilize a ferramenta “Cut” → Selecione a imagem da tampa com o furo e vá em “Ficheiro” → Exportar → Selecione a pasta destino → Salvar.

Obs: Salve também o objeto utilizado para fazer o furo (Figura 18.A), para tampar a abertura após o preenchimento. Recomenda-se que diminua o raio dos cilindros, uma vez que passada a etapa de impermeabilização das peças, a área do furo pode diminuir devido a espessura de camada do material aplicado.

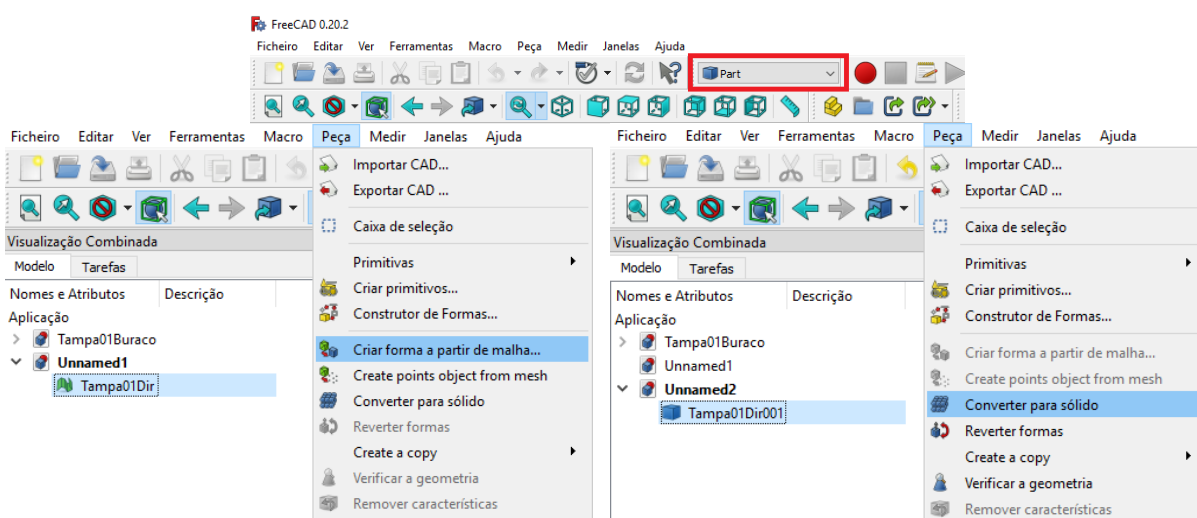


Figura 17. Captura de tela dos procedimentos com a imagem no FreeCAD® descritos no item 20.

Fonte: O Autor

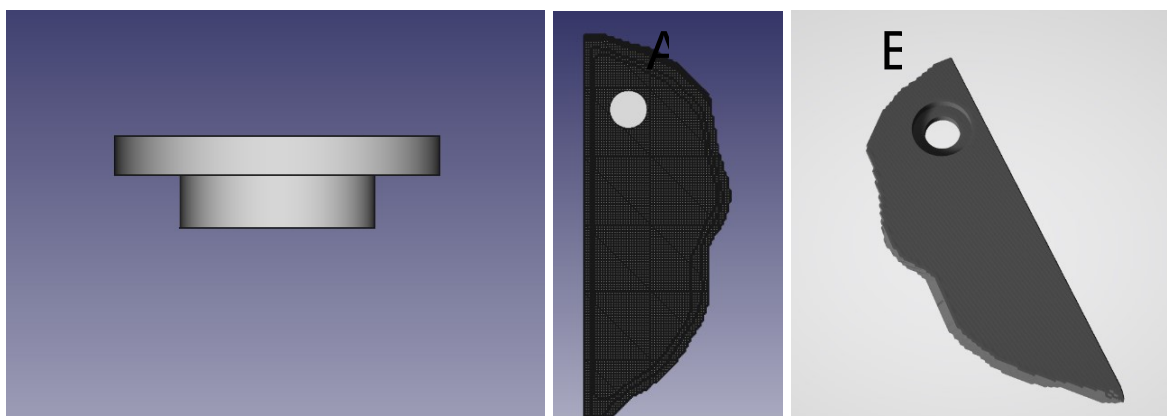


Figura 18. Imagens das etapas de inserção de furos na tampa. A) Refere ao objeto gerado pela junção dos cilindros no FreeCAD®; B) Destaca o posicionamento dos objetos para realização do corte em uma vista da parte interna da tampa e; C) Trata-se do resultado da tampa com o furo, em uma vista da parte externa da tampa.

Fonte: O Autor

Após o passo número 20, as imagens estão prontas para impressão. As configurações de impressão devem seguir de acordo com as características próprias de cada impressora e filamento utilizado. É importante ressaltar a atenção à área de impressão da mesa da impressora 3D a ser utilizada antes de iniciar a manipulação das imagens. Caso as dimensões das peças aqui descritas forem consideradas grandes para o equipamento, sugere-se cortes adicionais além da divisão em direita e esquerda do Passo 1 deste documento.

As peças e tampas precisam passar por um processo de impermeabilização para evitar vazamentos quando forem preenchidas. Após testes, a resina epóxi de alta viscosidade foi o impermeabilizante com melhor desempenho, impedindo até mesmo o vazamento de água. É um material altamente recomendado para esta finalidade.

O resultado de uma peça e do fantoma físico completo podem ser visualizados na Figura 19 e Figura 20, respectivamente.

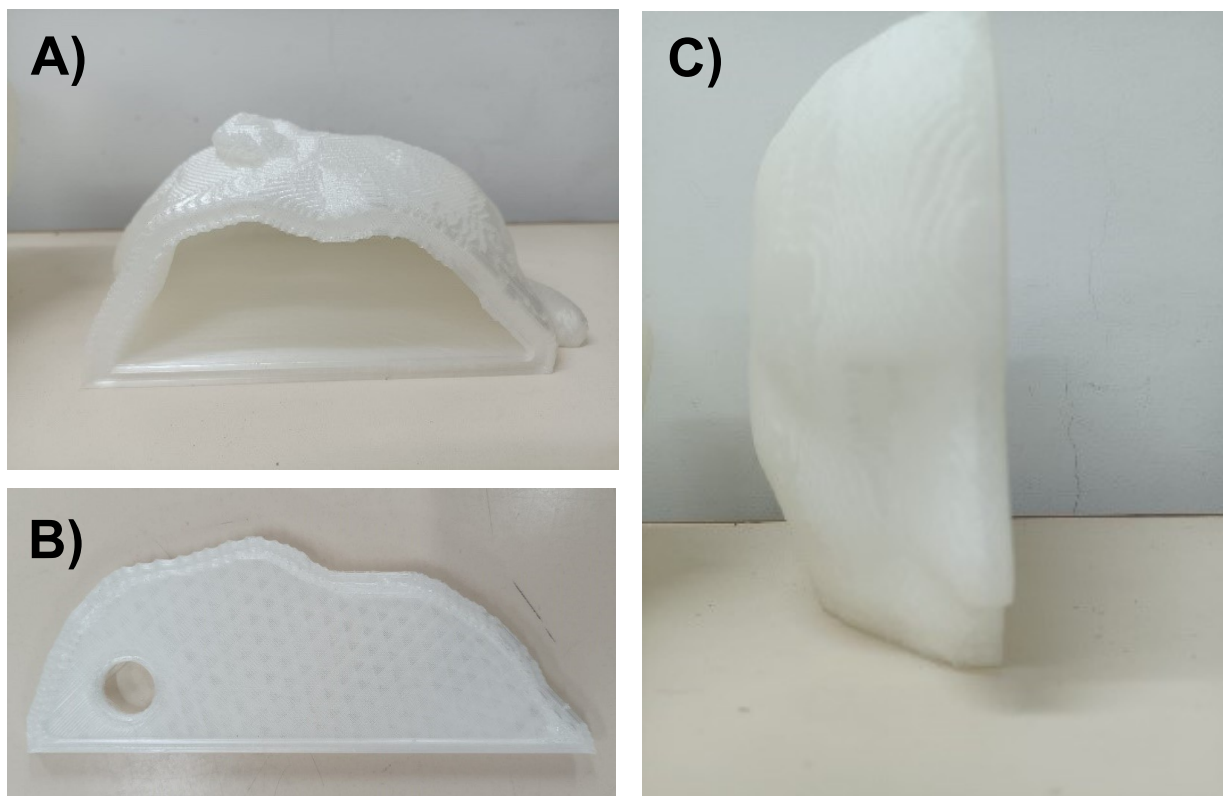


Figura 19. Fotografias do resultado das peças em impressão 3D. A) Vista inferior da peça, demonstrando seu interior oco e o encaixe aplicado; B) Tampa da referida peça com encaixe e; C) Vista frontal da peça e tampa encaixados.
Fonte: O Autor

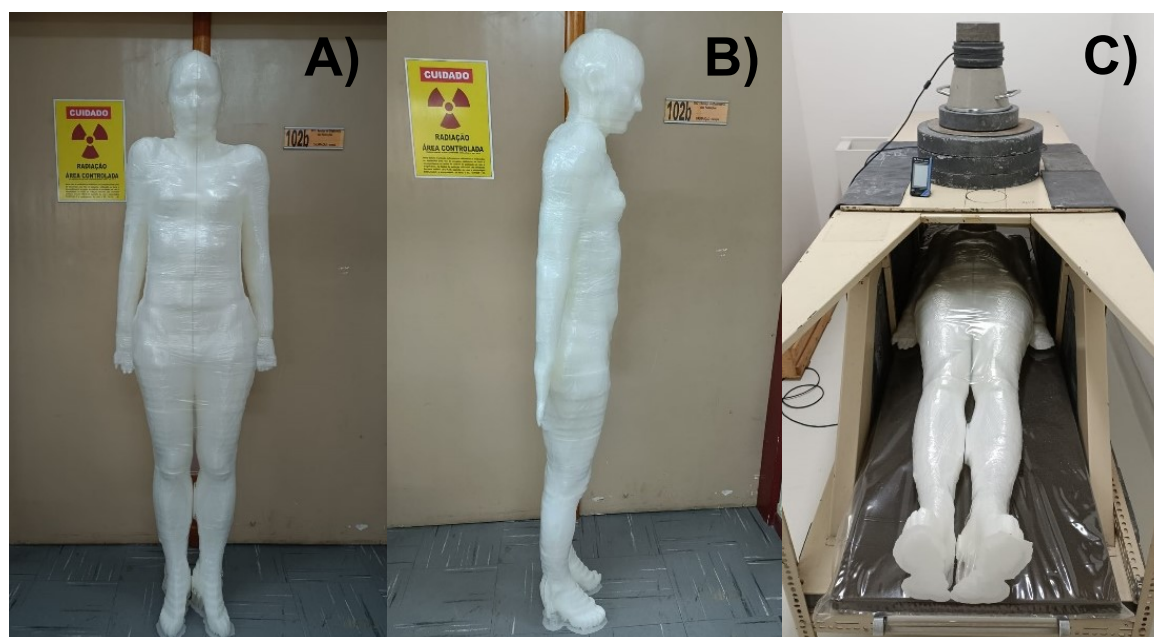


Figura 20. Fotografias do simulador físico RFPID completo. A) Em uma vista frontal; B) Vista lateral direita e C) Posicionado em decúbito dorsal na cama de um Sistema Contador de Corpo Inteiro.
Fonte: O Autor