



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

JORGE ALEXANDRE GOMES LINS

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM EXAMES DE MEDICINA NUCLEAR COM BASE
EM IMAGENS DE LINFOCINTILOGRAFIA**

Recife

2025

JORGE ALEXANDRE GOMES LINS

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM EXAMES DE MEDICINA NUCLEAR COM BASE
EM IMAGENS DE LINFOCINTILOGRAFIA**

A Tese Apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociência - CTG, como requisito para a obtenção do título de Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador (a): Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

Coorientador (a): Prof. Dr. José Wilson Vieira

Recife

2025

.Catalogação de Publicação na Fonte. UFPE - Biblioteca Central

Lins, Jorge Alexandre Gomes.

Avaliação dosimétrica em exames de medicina nuclear com base em imagens de linfocintilografia / Jorge Alexandre Gomes Lins. - Recife, 2025.

140f.: il.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2025.

Orientação: Fernando Roberto de Andrade Lima.

Coorientação: José Wilson Vieira.

Inclui referências.

1. Modelo Computacional de Exposição; 2. Medicina Nuclear; 3. Linfocintilografia; 4. Simulação Monte Carlo; 5. Dosimetria Computacional. I. Lima, Fernando Roberto de Andrade. II. Vieira, José Wilson. III. Título.

UFPE-Biblioteca Central

JORGE ALEXANDRE GOMES LINS

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM EXAMES DE MEDICINA NUCLEAR COM BASE
EM IMAGENS DE LINFOCINTILOGRAFIA**

A Tese Apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociência - CTG, como requisito para a obtenção do título de Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Aprovado em: 26/05/2025

BANCA EXAMINADORA

Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

Dr. José Araújo dos Santos Júnior (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

Dr. Alex Cristóvão Holanda de Oliveira (Examinador Externo)
Instituto Federal de Pernambuco - IFPE

Dr. Pedro Henrique Avelino de Andrade (Examinador Externo)
Instituto Federal de Pernambuco - IFPE

Dr. Luis Rodrigo D'Andrada Bezerra (Examinador Externo)
Instituto Federal de Pernambuco - IFPE

In memoriam, aos meus avós que foram como pais, Laurinete Lins e Aurino Lins, que tanto lutaram nesta vida e me ensinaram que daqui nada se leva; devemos construir nossa vida no agora, com Deus sempre à frente, perseverança e fé. O que resta é saudade e gratidão. Amo-os eternamente.

Dedico.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, sem Ele nada seria. Por Ele me mostrar o caminho, a verdade e a vida. Segundamente à minha família, que me dá forças todos os dias da minha vida e está sempre ao meu lado quando mais preciso, me incentivando a não desistir e a ser mais forte com eles. A todos eles que me oferecem amor e me mostram quão importante é ser amado e retribuir: à Thays e ao Beck.

Agradeço também à FACEPE - Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia de Pernambuco, pela concessão da bolsa de fomento ao doutorado, que tornou possível a continuidade desta pesquisa.

Aos integrantes do Grupo de Pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados (GPDC&SE), situado no laboratório de radiologia do IFPE - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco, campus Recife, pelo suporte, troca de conhecimentos e ambiente de trabalho inspirador.

A todos os amigos e colegas que, com palavras e gestos, me deram injeções de ânimo para perseguir meus sonhos.

Ao Dr. José Wilson Vieira, agradeço pelas inúmeras ajudas ao longo deste trajeto de pesquisa científica — sem ele, também, este projeto não teria sido possível. Juntamente com o Dr. Fernando Lima, que sempre me apoiou desde a graduação, dando espaço para um jovem sonhador fazer ciência.

E a todos que passaram pela banca e contribuíram para que esta tese fosse ainda melhor, apontando caminhos mais ricos para o texto e para a pesquisa como um todo.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo realizar uma avaliação dosimétrica personalizada para exames de linfocintilografia de membros inferiores (MMII) em Medicina Nuclear. Imagens médicas de pacientes adultos foram processadas e ajustadas às seções frontais dos fantasmas antropomórficos MASH_sup (Male Adult meSH em posição supina) e FASH_sup (Female Adult meSH em posição supina). A partir dessas imagens, foram gerados catálogos de fontes radioativas contendo a distribuição espacial da atividade do radiofármaco ^{99m}Tc nos linfonodos e fígado. As simulações Monte Carlo foram realizadas no código EGSnrc, previamente adaptado para integrar os novos catálogos, possibilitando a avaliação da dosimetria individualizada em diferentes órgãos dos modelos simulados. Os resultados obtidos demonstraram consistência interna e reprodutibilidade entre os modelos, reforçando o potencial da metodologia para simulações mais realistas e específicas por paciente. A abordagem proposta oferece uma base sólida para a criação de novos catálogos em outros exames cintilográficos, contribuindo para o desenvolvimento de protocolos mais precisos e personalizados de dosimetria e radioproteção na Medicina Nuclear.

Palavras-chave: Modelo Computacional de Exposição; Medicina Nuclear; Linfocintilografia, Simulação Monte Carlo, Dosimetria Computacional.

ABSTRACT

This study aimed to perform a personalized dosimetric evaluation for lower limb lymphoscintigraphy (LLL) examinations in Nuclear Medicine. Medical images of adult patients were processed and adjusted to the frontal sections of the anthropomorphic phantoms MASH_sup (Male Adult meSH in supine position) and FASH_sup (Female Adult meSH in supine position). Based on these images, radioactive source catalogs containing the spatial distribution of the activity of the ^{99m}Tc radiopharmaceutical in the lymph nodes and liver were generated. Monte Carlo simulations were performed using the EGSnrc code, previously adapted to integrate the new catalogs, enabling individualized dosimetry assessment in different organs of the simulated models. The results showed internal consistency and reproducibility among the models, reinforcing the methodology's potential for more realistic and patient-specific simulations. The proposed approach provides a solid basis for creating new catalogs for other scintigraphic examinations, contributing to the development of more precise and personalized dosimetry and radioprotection protocols in Nuclear Medicine.

Keywords: Computational Exposure Model; Nuclear Medicine; Lymphoscintigraphy; Monte Carlo Simulation; Computational Dosimetry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Radiofármacos e suas aplicações na Medicina Nuclear	23
Figura 2 –	Esquema comparativo dos princípios de detecção em PET e SPECT	25
Figura 3 –	Sistema Linfático	27
Figura 4 –	Estrutura capilar linfático, mostrando as válvulas de fluxo unidirecional	28
Figura 5 –	Formação e Transporte da Linfa	29
Figura 6 –	Drenagem da linfa dos troncos linfáticos para os ductos torácico e linfático direito	30
Figura 7 –	Diagrama entre sistema linfático e sistema circulatório	31
Figura 8 –	Estrutura de um linfonodo: as setas indicam a direção do fluxo de linfa através do linfonodo	32
Figura 9 –	Esquema ilustrativo de linfedema no membro inferior	36
Figura 10 –	Imagem demonstrando a administração do radiofármaco	38
Figura 11 –	Linfocintilografia MMII anterior de paciente com linfedema primário bilateral, uma hora após a administração de $^{99m}\text{TcSAH}$ nos pés	39
Figura 12 –	Linfocintilografia MMSS de anterior e posterior com linfedema após mastectomia esquerda uma hora após a administração de $^{99m}\text{Tc-SAH}$	40
Figura 13 –	Posicionamentos para MMII e MMSS dos pacientes em exames de linfocintilografia	41
Figura 14 –	Linfocintilografia (4h) com visualização dos canais linfáticos, linfonodos inguinais e fígado	42
Figura 15 –	Linfocintilografia semi-quantitativa dos membros em múltiplos tempos após a administração de $^{99m}\text{Tc-Sn}$	43
Figura 16 –	Seleção de órgãos e resultados dosimétricos	48
Figura 17 –	Modelo de um sistema	55
Figura 18 –	Fantoma MAX usado no MCE MAX/EGS4	59
Figura 19 –	Fluxograma para o decaimento β do FAX/EGS4.	61
Figura 20 –	Fantoma físico Alderson Rando	63
Figura 21 –	Fantoma Físico e Imagens do Fantoma Hydra	63
Figura 22 –	Vistas frontais dos fantomas ADAM e EVA	64
Figura 23 –	Relação entre pixel (2D) e voxel (3D)	66
Figura 24 –	ICRP-AM e ICRP-AF, representando o homem e a mulher de referência da ICRP	66

Figura 25 –	Visão frontal dos fantasmas femininos (a): FAX06, FASH e FASH versão voxelizada; e visão frontal dos fantasmas masculinos (b): MAX06, MASH e MASH versão voxelizada	67
Figura 26 –	Fantomas masculinos MASH_sta (em pé) e MASH_sup (supino), respectivamente	69
Figura 27 –	MASH_sta e MASH_sup: posição dos órgãos, visão frontal (a) e lateral (b), respectivamente.	69
Figura 28 –	Fantoma NCAT	72
Figura 29 –	Fantomas RPI Macho Adulto e Fêmea Adulta	72
Figura 30 –	Fantomas RPI Macho Adulto (topo) e da Fêmea Adulta (inferior) que representam a 5° , 25° , 50° , 75° , e 95° percentil de peso (da esquerda para a direita)	73
Figura 31 –	Imagens da vista anterior (à esquerda) e lateral (à direita) da pele do fantoma MARTIN	73
Figura 32 –	MARTIN após as modificações em projeção frontal e em perfil esquerdo	74
Figura 33 –	Visão transversal dos fantasmas de malha tetraédrica e seus conjuntos de dados em formato DICOM: (A–a, E–e) fantoma computacional masculino de referência TM, (B–b, F–f) fantoma computacional feminino de referência TM	75
Figura 34 –	Imagens AP e PA dos pacientes de linfocintilografia nas fases precoce e tardia para ambos os sexos	78
Figura 35 –	Inversão de cores – Paciente Masculino (A): exame precoce	80
Figura 36 –	Comparação da imagem da Paciente Feminina anteroposterior tardia	81
Figura 37 –	Uso do software DIP – Centralização da imagem	82
Figura 38 –	Comparação do fantoma MASH-SUP	83
Figura 39 –	Projeção frontal do fantoma	85
Figura 40 –	Comparação de Visualizações: Preto e Colorido	86
Figura 41 –	Exemplo da imagem da multiplicação: MASH_sup x LC	87
Figura 42 –	Representação dos MMII em linfocintilografia e fantasmas	88
Figura 43 –	MSUPLC_TC99M_A_PRECOCE (esquerda) e MSUPLC_TC99M_A_TARDIA (direita)	89
Figura 44 –	Criação do catálogo de fonte MSUPLC_TC99m.txt no software MonteCarlo para uso em simulações EGSnrc	91
Figura 45 –	Catálogo de fontes MSUPLC_TC99m.txt	95
Figura 46 –	Estrutura e Organização dos MCEs no Sistema EGSnrc	98
Figura 47 –	Algoritmo do processo de identificação e seleção de órgãos-fonte de Radiação	103
Figura 48 –	Arquivo de entrada MSUPLC_2e8_P_C.egsinp	104

Figura 49 –	Imagens resultantes da multiplicação pixel a pixel entre as projeções do fantoma e as imagens dos pacientes, destacando as regiões de interesse (linfonodos e fígado)	108
Figura 50 –	Interface do EGSnrc: Compilação bem-sucedida do MCE MSUPLC_P_C	111
Figura 51 –	Resultados do arquivo de saída pós-simulação: doses e coeficiente de variância	112

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 –	Função de Distribuição Acumulada (FDA)	93
Gráfico 2 –	Função de Densidade de Probabilidade (FDP)	93
Gráfico 3 –	Escolha do número de histórias em função do tempo	113
Gráfico 4 –	Avaliação do número de histórias em relação ao coeficiente de variância (%)	114
Gráfico 5 –	Avaliação do número de histórias em relação à dose absorvida por atividade acumulada (mGy/MBq.s)	114
Gráfico 6 –	S-values do OpenDose e MCEs (masculino) para o fígado como órgão-fonte – Conjunto 1	122
Gráfico 7 –	S-values do OpenDose e MCEs (masculino) para o fígado como órgão-fonte – Conjunto 2	123
Gráfico 8 –	S-values do OpenDose e MCEs (feminino) para o fígado como órgão-fonte – Conjunto 1	124
Gráfico 9 –	S-values do OpenDose e MCEs (feminino) para o fígado como órgão-fonte – Conjunto 2	125

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Radionuclídeos para diagnóstico e terapia	21
Tabela 2 –	Principais aplicações médicas na medicina nuclear	22
Tabela 3 –	Principais fármacos utilizados para o exame de linfocintilografia	37
Tabela 4 –	Resultados do teste do IDEA System no exercício IDEAS/IAEA.	47
Tabela 5 –	Fontes disponíveis no código EGSnrc	60
Tabela 6 –	Características dimensionais do fantoma MASH nas posições: decúbito dorsal e ortostase	70
Tabela 7 –	Doses absorvidas por unidade de atividade acumulada nos fantomas MASH em diferentes posturas	70
Tabela 8 –	Lista de alguns IDs nos fantomas MASH e FASH	84
Tabela 9 –	Etapas dos Processamentos no Software DIP	90
Tabela 10 –	Informações dos Fantomas Masculinos e Femininos nos Catálogos MSUPLC_TC99m.txt e FSUPLC_TC99m.txt	96
Tabela 11 –	Passos que compõem o código do usuário padrão .mortran	99
Tabela 12 –	Distribuição da dose absorvida por atividade acumulada (mGy/MBq.s) nos MCEs masculinos	117
Tabela 13 –	Distribuição da dose absorvida por atividade acumulada (mGy/MBq.s) nos MCEs femininos	118
Tabela 14 –	S-values (mGy/MBq.s) extraídos do OpenDose considerando o fígado como órgão-fonte para os modelos masculino (ICRP 110 AM) e feminino (ICRP 110 AF)	121

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	16
2.	OBJETIVOS	19
3.	REVISÃO DE LITERATURA	20
3.1.	MEDICINA NUCLEAR	20
3.1.1.	Radiofármacos	20
3.1.2.	Aplicações Diagnósticas e Terapêuticas na Medicina Nuclear	22
3.1.3.	Cintilografia: Princípios, SPECT e PET	23
3.2.	LINFOCINTILOGRAFIA: CONCEITOS E APLICAÇÕES CLÍNICAS	26
3.2.1.	O sistema linfático	26
3.2.1.1	<i>Doenças e Distúrbios do Sistema Linfático</i>	34
3.2.2.	O exame de linfocintilografia	36
3.2.3.	Linfocintilografia nos MMSS e MMII	41
3.3.	DOSIMETRIA	44
3.3.1.	Dosimetria Externa	44
3.3.2.	Dosimetria Interna	46
3.3.3.	Atividade	49
3.3.4.	Meia-vida Física ($t_{1/2}$)	50
3.3.5.	Meia-vida Biológica	50
3.3.6	Meia-vida Efetiva	50
3.3.7	Dose Absorvida	51
3.3.8	Dose Equivalente e fatores de ponderação de tecidos	51
3.3.9	Dose Efetiva	52
3.3.10	Atividade Acumulada	52
3.3.11	Dose Absorvida por unidade de Atividade Acumulada (S-value)	53
3.3.12	Dose Acumulada (Dose Absorvida Média)	53
3.4.	MÉTODOS MONTE CARLO	54
3.4.1.	Conceitos básicos de Sistema e Simulação	55
3.4.2.	Simulação Monte Carlo	56
3.5.	MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO	57

3.5.1.	Códigos Monte Carlo para uso em Dosimetria	57
3.5.2.	Algoritmos de fontes radioativas	59
3.5.3.	Fantomas	62
3.5.3.1.	<i>Fantomas Matemáticos</i>	64
3.5.3.2.	<i>Fantomas de Voxel</i>	65
3.5.3.3.	<i>Fantomas BREP</i>	71
3.5.3.4.	<i>Fantomas de malha tetraédrica</i>	74
4.	MATERIAIS E MÉTODOS	77
4.1.	OBTENÇÃO DE IMAGENS DE MEDICINA NUCLEAR	77
4.2.	PROCESSAMENTO DAS IMAGENS DIGITAIS DE LINFOCINTILOGRAFIA	79
4.2.1.	Ajuste visual com software Microsoft Paint™	80
4.2.2.	Processamento com o software DIP	81
4.3.	CRIAÇÃO DO CATÁLOGO DE FONTES	91
4.4.	DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO	96
4.4.1.	Estrutura e Organização dos MCEs no Sistema EGSnrc	98
4.4.1.1	<i>Organização e ajustes no arquivo .mortran</i>	100
4.4.1.2	<i>Organização e ajustes no arquivo .egsinp e demais arquivos</i>	103
5.	RESULTADOS E DISCUSSÕES	107
5.1	VALIDAÇÃO DAS IMAGENS GERADAS: PROCESSAMENTO FINAL	107
5.2	EXECUÇÃO DAS SIMULAÇÕES COM O EGSNRC: INTERFACES E RESULTADOS INICIAIS	110
5.3	DETERMINAÇÃO DO NÚMERO DE HISTÓRIAS	112
5.4	ANÁLISE DA DOSE ABSORVIDA POR UNIDADE DE ATIVIDADE ACUMULADA: DISTRIBUIÇÃO E ACÚMULO DE DOSE NOS ÓRGÃOS	115
5.5	ANÁLISE COMPARATIVA COM OS S-VALUE DO OPENDOSE	120
6.	CONCLUSÕES	127
7.	PERSPECTIVAS	128
	REFERÊNCIAS	129

1. INTRODUÇÃO

A medicina nuclear é uma especialidade médica que, utilizando métodos seguros, praticamente indolores e não invasivos, emprega materiais radioativos com finalidade diagnóstica e terapêutica. Os materiais radioativos são usados em quantidades mínimas e associados a fármacos, sendo essa composição chamada de radiofármacos (RF) (SBMN, 2019). Diferentemente do radiodiagnóstico convencional, onde os exames por imagem têm como principal função estudar a anatomia do corpo, a Medicina Nuclear utiliza os RF para acessar o funcionamento (fisiologia) dos órgãos e tecidos vivos, realizando imagens, diagnósticos e, também, tratamentos.

Avaliar a distribuição de dose no indivíduo irradiado é uma tarefa comum em pesquisas na área de Dosimetria Computacional. Três componentes básicos são necessários para realização dessa tarefa: Simulador antropomórfico, comumente referenciado pelo termo "Fantoma" (do inglês *phantom*); um código Monte Carlo (MC) que simula a interação da radiação com a matéria; e um algoritmo para simular a fonte de radiação ionizante (ANDRADE, 2018).

Fantomas antropomórficos computacionais são ferramentas úteis desenvolvidas para o cálculo de doses absorvidas ou equivalentes em órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo humano (CASSOLA, 2011). Os modelos utilizados para simulações computacionais em dosimetria incluem os matemáticos, os de voxels (ou tomográficos), os BREP (Boundary REPresentation) (XU; ECKERMAN, 2009) e os de malha tetraédrica da ICRP-145 (ICRP, 2020), construídos a partir da conversão dos fantasmas de voxels da ICRP-110 (ICRP, 2009). Os fantasmas matemáticos representam órgãos e tecidos por formas geométricas básicas, enquanto os modelos de voxels são construídos a partir de imagens médicas. A modelagem BREP utiliza superfícies contínuas, e os modelos em malha tetraédrica são derivados dos fantasmas de voxels, passando por um processo de conversão, suavização, reestruturação e adaptação. É importante que essas representações possuam as mesmas características do indivíduo que se quer representar para que os resultados dosimétricos obtidos sejam mais fidedignos.

O projeto foi conduzido no Grupo de Pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados (GPDC&SE), que possui expertise no desenvolvimento de metodologias para simulações computacionais aplicadas à dosimetria (CABRAL, 2015; SANTANA, 2019, VIEIRA et al. 2023). O conhecimento consolidado do grupo

na utilização de códigos Monte Carlo e na modelagem de fantasmas antropomórficos foi fundamental para a realização do estudo, garantindo a qualidade e a confiabilidade das simulações realizadas.

Com base nesse know-how, a idealização deste projeto visou simular computacionalmente, através do código Monte Carlo EGSnrc (Electron Gamma Shower, desenvolvido pelo National Research Council of Canada), o transporte de uma fonte radioativa no corpo humano durante exames de cintilografia em Medicina Nuclear. Para isso, foram utilizados os fantasmas voxel MASH_sup (Male Adult Mesh) e FASH_sup (Female Adult Mesh), ambos em posição supina (CASSOLA, 2011), já consolidados na literatura por sua aplicação em diversos estudos dosimétricos. No presente trabalho, esses modelos foram novamente empregados e avaliados dosimetricamente, considerando o contexto específico das simulações realizadas.

A linfocintilografia é uma ferramenta essencial no diagnóstico de condições como linfedema, uma doença crônica e debilitante que afeta uma grande parte da população mundial. Estima-se que cerca de 90 milhões de pessoas sofram de linfedema globalmente, sendo a infecção parasitária a principal causa, com aproximadamente 10 milhões de casos relacionados a terapias oncológicas, como o tratamento do câncer de mama e câncer pélvico. Quando a insuficiência venosa crônica é adicionada como fator causal, o número de casos pode alcançar até 300 milhões (SZUBA et al., 2003). A linfocintilografia permite diferenciar o linfedema de outras causas de edema, como insuficiência venosa e obesidade (HIRONAKA et al., 2012), e é fundamental para um diagnóstico precoce. Com o diagnóstico adequado, é possível prevenir complicações como alterações cutâneas, infecções recorrentes e limitações funcionais, sendo os membros inferiores (MMII) uma das regiões mais comumente afetadas (BARRAL et al., 2013). Apesar da importância clínica, a avaliação dosimétrica detalhada desse exame ainda carece de metodologias que considerem a individualização da distribuição da atividade radioativa e suas consequências na deposição de dose nos órgãos e tecidos envolvidos.

Embora aplicada especificamente à linfocintilografia de MMII, a metodologia desenvolvida neste estudo apresenta potencial de adaptação para outros exames e aplicações em Medicina Nuclear.

A definição precisa das fontes radioativas é um aspecto essencial para a simulação da deposição de dose em exames de Medicina Nuclear. O transporte dessas fontes dentro do organismo e sua interação com tecidos biológicos influenciam

diretamente a precisão dos cálculos dosimétricos e a interpretação dos resultados clínicos (FILHO, 2007). A modelagem adequada dessas fontes possibilita simulações mais realistas, contribuindo para a modelagem de exames cintilográficos e para a comparação de dados dosimétricos com outras simulações, possibilitando futuras aplicações em protocolos diagnósticos e terapêuticos.

2. OBJETIVOS

Geral

O objetivo principal deste trabalho foi realizar uma avaliação dosimétrica personalizada em pacientes submetidos a exames de linfocintilografia de MMII em Medicina Nuclear, integrando imagens clínicas, modelagem de fontes radioativas e simulações Monte Carlo com fantasmas antropomórficos.

Específicos

1. Processar imagens digitais de linfocintilografia de MMII utilizando o software DIP (Digital Image Processing).
2. Criar catálogos das fontes personalizados de fontes radioativas.
3. Desenvolver algoritmos de fontes radioativas com base em imagens de linfocintilografia.
4. Analisar as simulações computacionais e avaliar as distribuições de dose nos órgãos e tecidos envolvidos.

3. REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo foi estruturado em seis seções, cada uma dedicada aos fundamentos teóricos que embasam esta pesquisa.

Inicialmente, apresenta-se um panorama geral sobre a Medicina Nuclear, seguido de uma explanação específica sobre a linfocintilografia. Na sequência, são descritas as principais grandezas e unidades associadas à radiação ionizante, estabelecendo a base conceitual para os tópicos seguintes. A quarta seção trata dos princípios da dosimetria, enquanto a quinta aborda os métodos de simulação baseados no algoritmo Monte Carlo. Por fim, são discutidos os modelos computacionais de exposição utilizados para representar o corpo humano em estudos dosimétricos.

3.1 MEDICINA NUCLEAR

Segundo Leslie e Greenberg (2003) e Kubo (2016) a Medicina Nuclear é uma especialidade médica que utiliza fontes radioativas não seladas para o diagnóstico e tratamento de doenças. Ao contrário de outras técnicas do Radiodiagnóstico Médico, como a radiografia convencional e tomografia computadorizada, que permitem avaliar imagens estruturais, a Medicina Nuclear é uma técnica intrinsecamente funcional, permitindo a identificação de alterações antes do progresso da doença. Radionuclídeos com emissão gama são fundamentais como marcadores, pois a imagem do órgão gerada é o resultado da contagem dos fótons emitidos por esses radionuclídeos. Normalmente, os radionuclídeos usados para diagnóstico emitem radiação gama, que é detectada diretamente, ou pósitrons, que interagem com os elétrons do meio, resultando na formação de fótons de aniquilação. Neste trabalho, será simulada uma fonte emissora de radiação gama.

3.1.1 Radiofármacos

Segundo Ziessman et al. (2015), radiofármacos são compostos por um radionuclídeo, que permite a detecção externa, e uma molécula biologicamente ativa que determina sua localização e biodistribuição. Em alguns casos, como com iodo, gálio e tálio, o próprio átomo radioativo confere as propriedades de direcionamento. Também chamados de radioquímicos ou radiotraçadores, estes últimos são usados

em doses subfarmacológicas para mapear processos fisiológicos ou patológicos. As propriedades físico-químicas do radiofármaco influenciam sua farmacocinética, enquanto as características físicas do radionuclídeo definem seu uso em diagnóstico ou terapia (HIRONAKA et al., 2012).

Para diagnóstico, utilizam-se radionuclídeos emissores de radiação gama ou pósitrons; para terapia, radionuclídeos emissores de radiação particulada, que têm efeito destrutivo sobre células tumorais. A administração pode ser oral, inalatória ou intravenosa. A Tabela 1 resume as características físicas dos radionuclídeos usados nessas aplicações (OLIVEIRA et al., 2006).

Tabela 1 – Radionuclídeos para diagnóstico e terapia.

Radionuclídeo	Tempo de meia-vida	Modo de decaimento	Energia raios γ (keV)	Abundância da emissão γ (%)
^{99m}Tc	6h	TI	140	89
^{131}I	193h	β^- , γ	364	81
^{123}I	13h	CE	159	83
^{67}Ga	78h	CE	93, 185, 300, 394	37, 20, 17, 5
^{111}In	67h	CE	171, 245	90, 94
^{201}Tl	73h	CE	135, 167	3, 20
^{18}F	110m	β^+	511	96,9

Nota: TI – transição isomérica; CE – captura eletrônica.

Fonte: Adaptado de Oliveira *et al.* (2006).

Como mostra a Tabela 1, o ^{99m}Tc é o radionuclídeo mais utilizado em diagnóstico, devido à sua meia-vida curta (6h), emissão gama de 140 keV com alta abundância (89%), e modo de decaimento por transição isomérica, características ideais para formação de imagem com baixa dose ao paciente. Já o ^{131}I , com meia-vida mais longa (193h) e emissões beta e gama, é empregado tanto em diagnóstico quanto em terapias, como no tratamento do câncer de tireoide. Radionuclídeos emissores de pósitrons, como o ^{18}F , com emissão de 511 keV, também se destacam por sua aplicação em PET. A escolha do radionuclídeo depende das características físicas e do objetivo clínico do exame.

3.1.2 Aplicações Diagnósticas e Terapêuticas na Medicina Nuclear

Hoje, a medicina nuclear oferece procedimentos essenciais em diversas especialidades médicas (ver Tabela 2). A tabela a seguir apresenta alguns exemplos de radiofármacos frequentemente utilizados para diversas aplicações em diagnóstico e terapia.

Tabela 2 – Principais aplicações médicas na medicina nuclear.

Radiofármacos (Agentes)	Aplicação
Diagnóstico	
Pertecnetato de sódio (NaTcO_4) – $^{99\text{m}}\text{Tc}$	Detecção de divertículo de Meckel, configuração salivar e da glândula tireoide
Enxofre coloidal (S_8) _n – $^{99\text{m}}\text{Tc}$	Linfocintilografia
RPHLIMPHA (ácido fítico + cloreto estano di-hidratado) ($\text{C}_6\text{H}_6\text{O}_{24}\text{P}_6 + \text{SnCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) – $^{99\text{m}}\text{Tc}$	Linfocintilografia
Difosfonato (ácido metilendifosfônico) ($\text{C}_3\text{H}_7\text{O}_6\text{P}_2$) – $^{99\text{m}}\text{Tc}$	Cintilografia óssea
Macroagregado de albumina (proteína) – $^{99\text{m}}\text{Tc}$	Cintilografia de perfusão pulmonar
Ácido dimercaptossuccínico (DMSA) ($\text{C}_4\text{H}_6\text{O}_4\text{S}_2$) – $^{99\text{m}}\text{Tc}$	Cintilografia renal estática
Fluordesoxiglicose (FDG) ($\text{C}_6\text{H}_{11}\text{O}_5\text{F}$) – ^{18}F	Diagnóstico em oncologia, avaliação de tumores e metástases
Terapia	
Iodeto de sódio (NaI) – ^{131}I	Tratamento de hipertireoidismo e carcinoma papilar e folicular da tireoide
Ortofosfato de sódio (Na_3PO_4) – ^{32}P	Tratamento paliativo da dor nas metástases ósseas
Anticorpo anti-B1 (proteína) – ^{131}I	Tratamento do linfoma não-Hodgkin

Fonte: Adaptado de ZIESSMAN *et al.* (2015) e Oliveira *et al.* (2006).

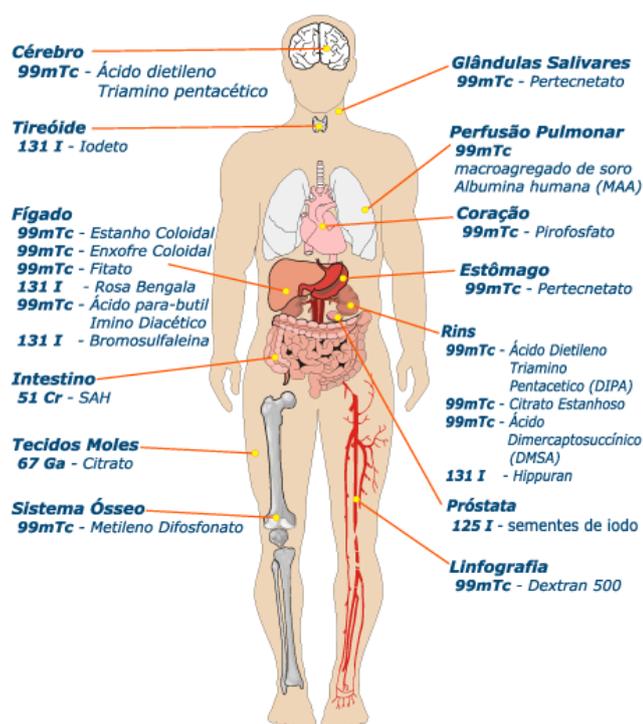
A tabela mostra alguns radiofármacos representativos, embora existam outros usados conforme a necessidade clínica. Esses agentes permitem localizar processos moleculares no corpo, aprimorando diagnóstico e tratamento (SNMMI, 2021).

Entre os exames mais comuns realizados em Serviços de Medicina Nuclear destacam-se: cintilografia de perfusão miocárdica (Sestamibi com $^{99\text{m}}\text{Tc}$) e óssea (MDP com $^{99\text{m}}\text{Tc}$); cintilografia renal dinâmica (DTPA com $^{99\text{m}}\text{Tc}$) e estática (DMSA com $^{99\text{m}}\text{Tc}$); além de cintilografia de tireoide (Iodeto de sódio – ^{131}I) e

linfocintilografia, que utiliza enxofre coloidal ou RPHLIMPHA — um radiotraçador marcado com ^{99m}Tc específico para avaliação do sistema linfático e diagnóstico de linfedema.

Também são empregados radiofármacos para investigação de doenças infecciosas e inflamatórias, como osteomielite e sarcoidose, e para perfusão cerebral (ECD com ^{99m}Tc). O ^{18}F -FDG é utilizado no diagnóstico e estadiamento de tumores malignos. No âmbito terapêutico, destacam-se tratamentos para hipertireoidismo (Iodeto de sódio – ^{131}I), neuroblastoma (MIBG – ^{131}I), tumores neuroendócrinos (DOTATATO – ^{177}Lu) e radiossinovectomia (^{90}Y ou ^{153}Sm com hidroxiapatita) (HIRONAKA et al., 2012). A diversidade de radiofármacos pode ser observada na Figura 1.

Figura 1 – Radiofármacos e suas aplicações na Medicina Nuclear.



Fonte: Cardoso (2012).

3.1.3 Cintilografia: Princípios, SPECT e PET

A cintilografia é um método de diagnóstico por imagem da Medicina Nuclear que permite visualizar a função de órgãos e tecidos por meio da administração de substâncias radioativas chamadas radiofármacos. Esses radiofármacos se distribuem

no corpo conforme processos fisiológicos específicos, e sua radiação é detectada por equipamentos que a transformam em imagens (CAMOZZATO et al., 2020).

Quando se fala de técnicas tomográficas, estas foram desenvolvidas para a aquisição de imagens com fóton único e com pósitrons, referidas como tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT, do inglês single-photon emission computed tomography) e tomografia por emissão de pósitrons (PET, do inglês positron emission tomography), respectivamente (ZIESSMAN et al., 2015).

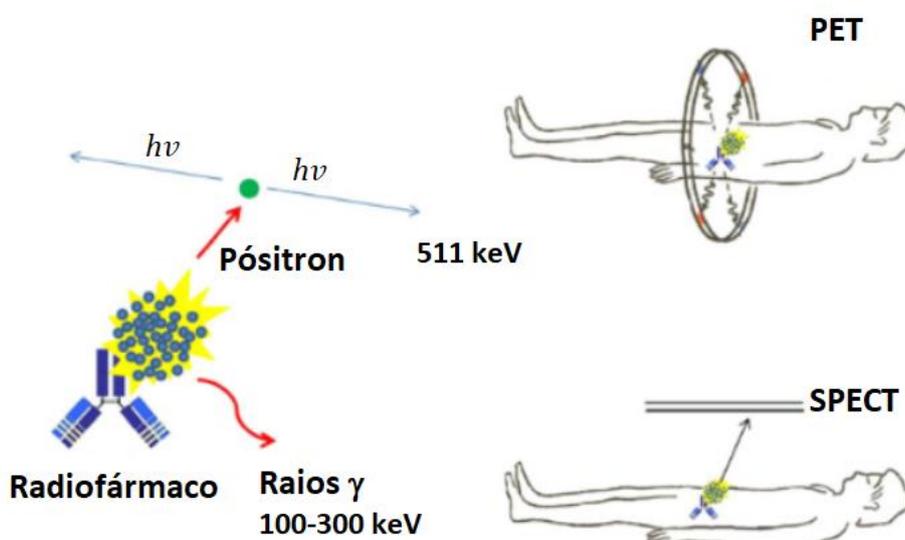
Costa, Oliveira e Bressan (2001) explicam que o princípio básico do PET e do SPECT é que a instrumentação utilizada funciona apenas como receptor de informações. Isso significa que, para se obter as imagens, é necessário administrar aos pacientes um radiofármaco marcado, seja com um emissor de pósitrons para o PET, seja com um emissor de fóton simples no caso do SPECT.

As imagens geradas em SPECT são chamadas de imagens cintilográficas, pois o detector do equipamento é composto por cristais cintiladores. Esses cristais convertem a radiação ionizante emitida pelo radiofármaco administrado no paciente em luz, por meio de um processo denominado cintilação ou luminescência. Por outro lado, as imagens de PET não são classificadas como cintilográficas, pois utilizam um método de detecção por coincidência eletrônica. Nesse método, dois fótons são emitidos em direções opostas a partir de um evento de aniquilação de pósitrons, e o sistema registra esses fótons simultaneamente, eliminando a necessidade de colimadores físicos e aumentando a sensibilidade do equipamento (RAHMIM e ZAIDI, 2008). Além disso, os radiofármacos utilizados em PET têm, geralmente, meia-vida mais curta, permitindo uma detecção mais precisa de eventos metabólicos rápidos, enquanto o SPECT possibilita um tempo maior de observação, adequado para processos biológicos mais lentos. A Figura 2 ilustra as diferenças fundamentais entre os dois métodos.

Nos exames de imagens moleculares, não se avaliam as patologias pela forma como alteram a anatomia do corpo ou sua estrutura, mas sim pelo impacto que causam no funcionamento do organismo, abordando aspectos funcionais, farmacológicos, bioquímicos e moleculares. Deste modo, esses exames podem identificar problemas em órgãos internos de maneira mais precoce do que outros métodos de imagem. Por exemplo, quando um órgão é afetado por uma doença, ele passa a absorver mais (ou menos) de determinado radiofármaco do que um tecido normal. Nesse tipo de exame, o radiofármaco é utilizado para identificar alterações na

absorção e, conseqüentemente, verificar a presença de doença em atividade. Após a administração do radiofármaco (cujo tempo de absorção pode variar conforme o tipo de estudo), o SPECT ou o equipamento PET realiza o rastreamento da parte do corpo a ser estudada, ou até mesmo do corpo inteiro, analisando o padrão de radioatividade e gerando imagens que mostram o percurso da substância e o local onde ela se acumula (SILVA, 2021).

Figura 2 – Esquema comparativo dos princípios de detecção em PET e SPECT.



Fonte: Adaptado de Azhdarinia et al. (2012).

Conforme apresentado na Figura 2, o PET detecta fótons de 511 keV emitidos pela aniquilação de pósitrons, já o SPECT capta a radiação gama emitida diretamente pelos radiofármacos, por meio de uma câmera gama.

Vale ressaltar que tanto o PET quanto o SPECT podem ser combinados com a tecnologia de tomografia computadorizada (CT, *computed tomography*). Esse tipo de exame, conhecido como SPECT/CT ou PET/CT, funde as imagens obtidas para que as informações funcionais e anatômicas possam ser analisadas simultaneamente. Também existe a fusão de imagens com Ressonância Magnética Nuclear (MRI, *magnetic resonance imaging*), sendo chamados SPECT/MRI e PET/MRI.

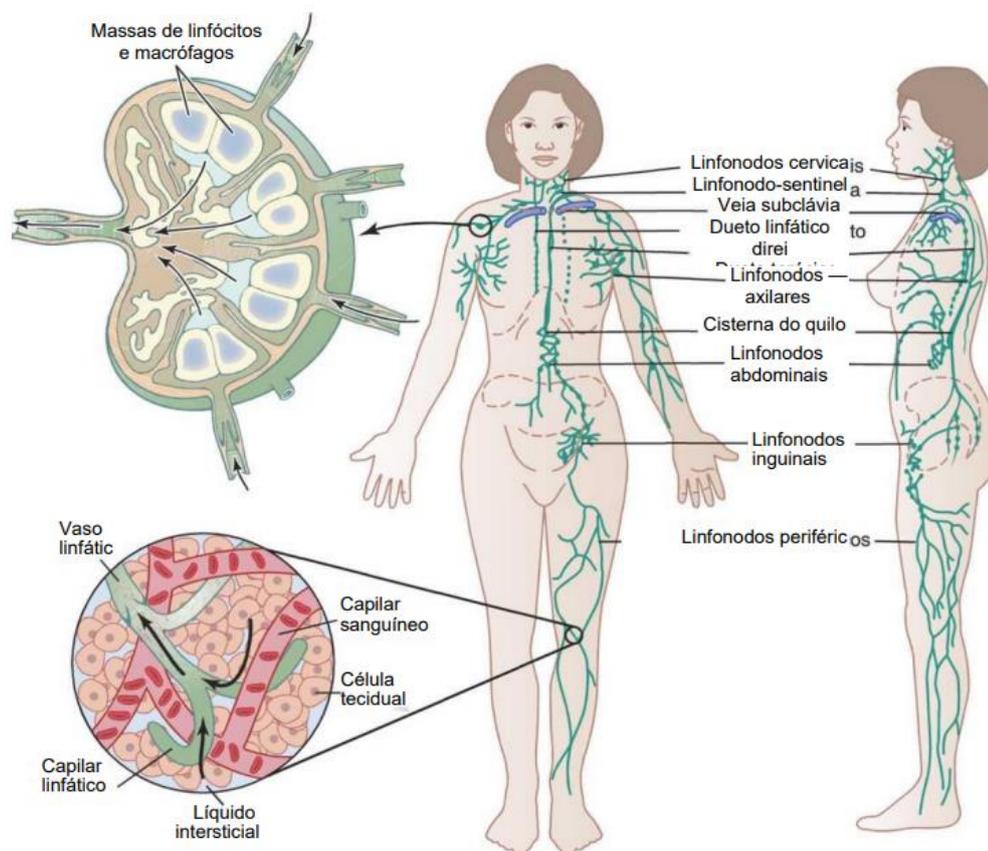
3.2 LINFOCINTILOGRAFIA: CONCEITOS E APLICAÇÕES CLÍNICAS

3.2.1 O sistema linfático

O sistema linfático é uma rede complexa de vasos, gânglios e órgãos linfáticos que desempenha funções cruciais na manutenção do equilíbrio hídrico e imunológico do corpo humano. Esse sistema é responsável por drenar o excesso de fluido intersticial, transportar gorduras absorvidas no intestino e participar ativamente na resposta imunológica. Apesar de atuar em paralelo ao sistema cardiovascular, possui características e funções específicas que o tornam indispensável à homeostase do organismo (MARQUES e SILVA, 2020; SILVA, 2010).

Em essência, todos os vasos linfáticos da parte inferior do corpo escoam-se por fim para o ducto torácico (conhecido também como ducto torácico) que, por sua vez, se escoa para o sistema venoso de sangue, na junção da veia jugular interna esquerda com a veia subclávia esquerda, como mostra Figura 3. A linfa do lado esquerdo da cabeça, do braço esquerdo e de partes da região torácica também penetra o ducto torácico antes de se escoar nas veias. A linfa do lado direito da cabeça e pescoço, braço direito e partes do hemitórax direito segue pelo ducto linfático direito (muito menor que o ducto torácico), que se escoar no sistema venoso de sangue, na junção da veia subclávia com a veia jugular interna direita (GUYTON e HALL, 2011).

Figura 3 – Sistema Linfático.



Fonte: Guyton e Hall (2011).

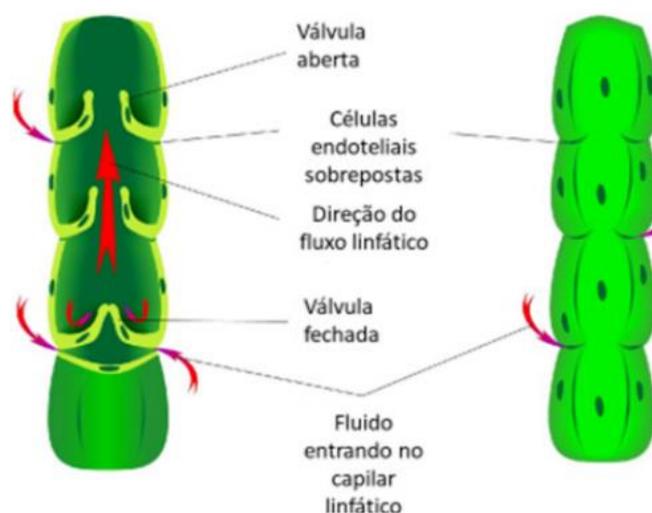
De acordo com Parasque (s.d), os canais linfáticos começam como capilares abertos, que se alimentam em vasos linfáticos cada vez maiores e, por fim, desembocam na corrente sanguínea por uma série de dutos. Os capilares linfáticos, também conhecidos como linfáticos terminais, são vasos nos quais o fluido intersticial entra no sistema linfático, tornando-se fluido linfático. Localizados em praticamente todos os tecidos do corpo, esses vasos estão entrelaçados com as arteríolas e vênulas do sistema circulatório nos tecidos conjuntivos moles. São os menores vasos do sistema linfático e se anastomosam formando plexos que se conectam com a densa rede capilar sanguínea (CORDEIRO; BARACAT, 1990, apud SILVA, 2010).

É relevante destacar que os capilares linfáticos transportam para fora dos espaços teciduais proteínas e grandes partículas que não podem ser removidas diretamente pelos capilares sanguíneos. O retorno dessas proteínas ao sangue é uma função essencial para a manutenção da vida (GUYTON e HALL, 2011).

Cerca de um décimo do líquido filtrado nas extremidades arteriais dos capilares sanguíneos segue para os capilares linfáticos, em vez de ser reabsorvido pelas extremidades venosas, retornando ao sangue por meio do sistema linfático. O volume total de linfa é, em média, de 2 a 3 litros por dia (GUYTON e HALL, 2011).

É importante ressaltar que o líquido que retorna à circulação pelos linfáticos é de grande importância por conter substâncias de alto peso molecular, como proteínas que não podem ser absorvidas dos tecidos por qualquer outra via. Isso ocorre devido à estrutura especial dos capilares linfáticos, que permite a entrada dessas substâncias quase sem impedimentos, conforme Figura 4.

Figura 4 – Estrutura capilar linfático, mostrando as válvulas de fluxo unidirecional.



Fonte: Sanar (2019).

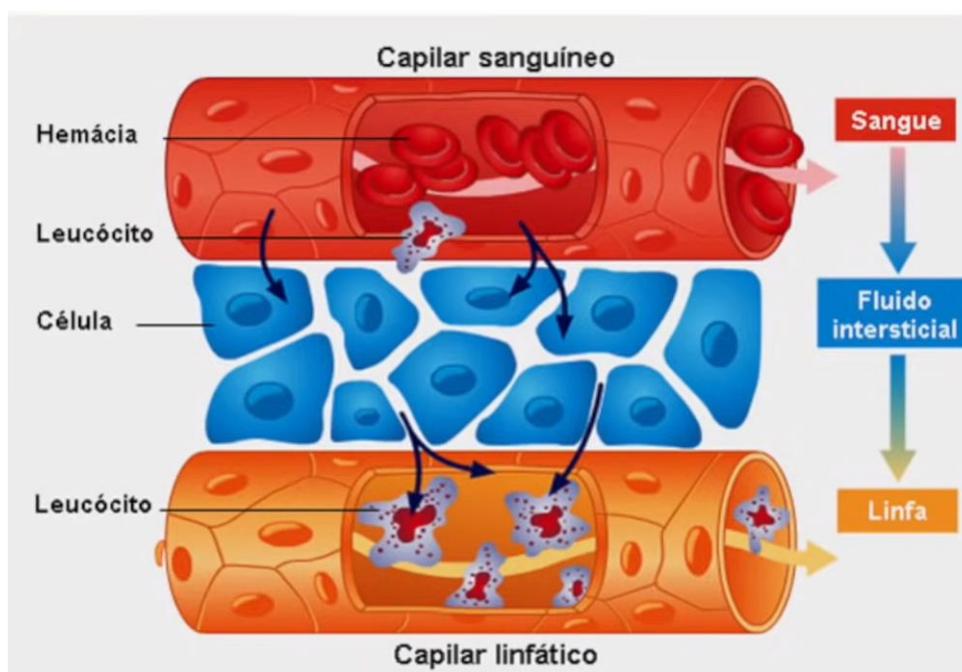
O capilar linfático possui uma estrutura única, com células endoteliais conectadas por filamentos de ancoragem ao tecido conjuntivo circundante. As junções entre as células endoteliais formam pequenas válvulas que se abrem para o interior do capilar linfático, permitindo a entrada do líquido intersticial e das partículas. As fibras mioendoteliais presentes nas células endoteliais contraem o capilar linfático várias vezes por minuto, ajudando a impulsionar a linfa, enquanto as válvulas e os outros vasos linfáticos impedem o refluxo (SILVA, 2010; RODRIGUES, 2003).

Já os troncos linfáticos (ou coletores terminais), são vasos de maior calibre que recebem o fluxo linfático. Estes incluem os vasos linfáticos lombares, intestinais, mediastinais, subclávios, jugulares e intercostais descendentes. A união dos troncos

intestinais, lombares e intercostais forma o ducto torácico, enquanto os troncos jugulares, subclávios e mediastinais formam o ducto linfático direito (SILVA, 2010; TORTORA e DERRICKSON, 2010).

A linfa é um fluido essencial no transporte, distribuição e remoção de substâncias do organismo. Ela é formada a partir do líquido intersticial, que é recolhido pelos capilares linfáticos. Assim que entra nesses capilares, a linfa mantém uma composição bastante similar à do líquido intersticial, que, por sua vez, se origina do plasma sanguíneo. Esse plasma extravasa dos vasos para nutrir os tecidos e é posteriormente reabsorvido, seja pelos capilares sanguíneos, seja pelos linfáticos (GUYTON e HALL, 2011; SILVA, 2010). Na Figura 5 observa-se em detalhes a formação da linfa, mostrando a conexão entre vaso sanguíneo, interstício e capilar linfático.

Figura 5 – Formação e Transporte da Linfa.



Fonte: Formação e transporte da linfa: interação entre vasos sanguíneos, meio intersticial e capilares linfáticos. Adaptado de *Revisão Provão - Sistema Linfático* disponível em <https://www.studocu.com/pt-br/document/centro-universitario-uniftc/anatomia/revisao-provao-sistema-linfatico/11728085>. Acesso em 14 jan. 2025.

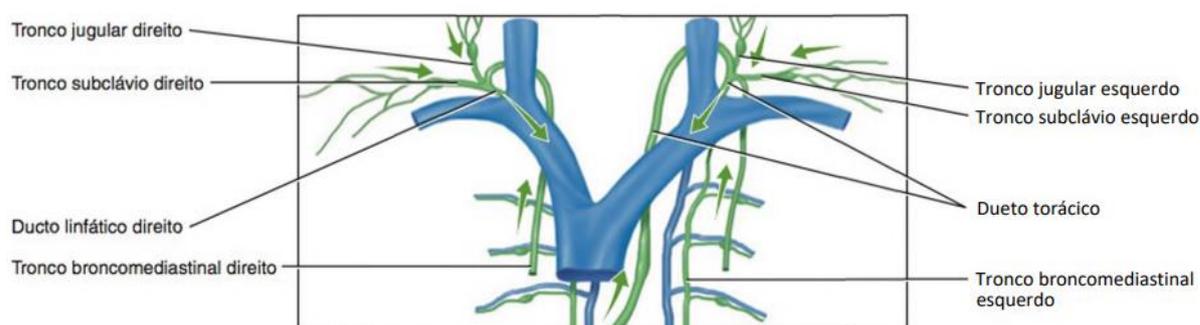
O intercâmbio de substâncias entre o sangue e os tecidos ocorre por meio do líquido intersticial, que ocupa os espaços ao redor das células e atua como seu meio envolvente mais próximo. A composição desse fluido varia constantemente devido às

trocas de substâncias com o sangue e as células. Essas trocas são guiadas pela relação entre a pressão sanguínea e a pressão osmótica: na extremidade arterial dos capilares, a pressão sanguínea predomina, promovendo a saída de substâncias; já na extremidade venosa, a pressão osmótica se torna maior, permitindo o retorno dessas substâncias ao capilar (MOREIRA, 2015).

As proteínas que deixam o plasma sanguíneo não retornam para o sangue por difusão, pois o gradiente de concentração (concentração elevada de proteínas dentro dos capilares sanguíneos, concentração baixa do lado de fora) se opõe a esse movimento. Contudo, as proteínas se movem facilmente pelos capilares linfáticos, que são mais permeáveis, para dentro da linfa. Portanto, uma função importante dos vasos linfáticos é levar as proteínas plasmáticas perdidas de volta para a corrente sanguínea (TORTORA e DERRICKSON, 2010).

Como as veias, os vasos linfáticos contêm válvulas que asseguram o movimento unilateral da linfa. Conforme já descrito anteriormente, a linfa drena para o sangue venoso por meio do ducto linfático direito e do ducto torácico, na junção das veias subclávia e jugular interna, e, a partir daí, segue para a veia cava superior, desembocando no átrio direito do coração, conforme mostrado na Figura 6 (TORTORA e DERRICKSON, 2010).

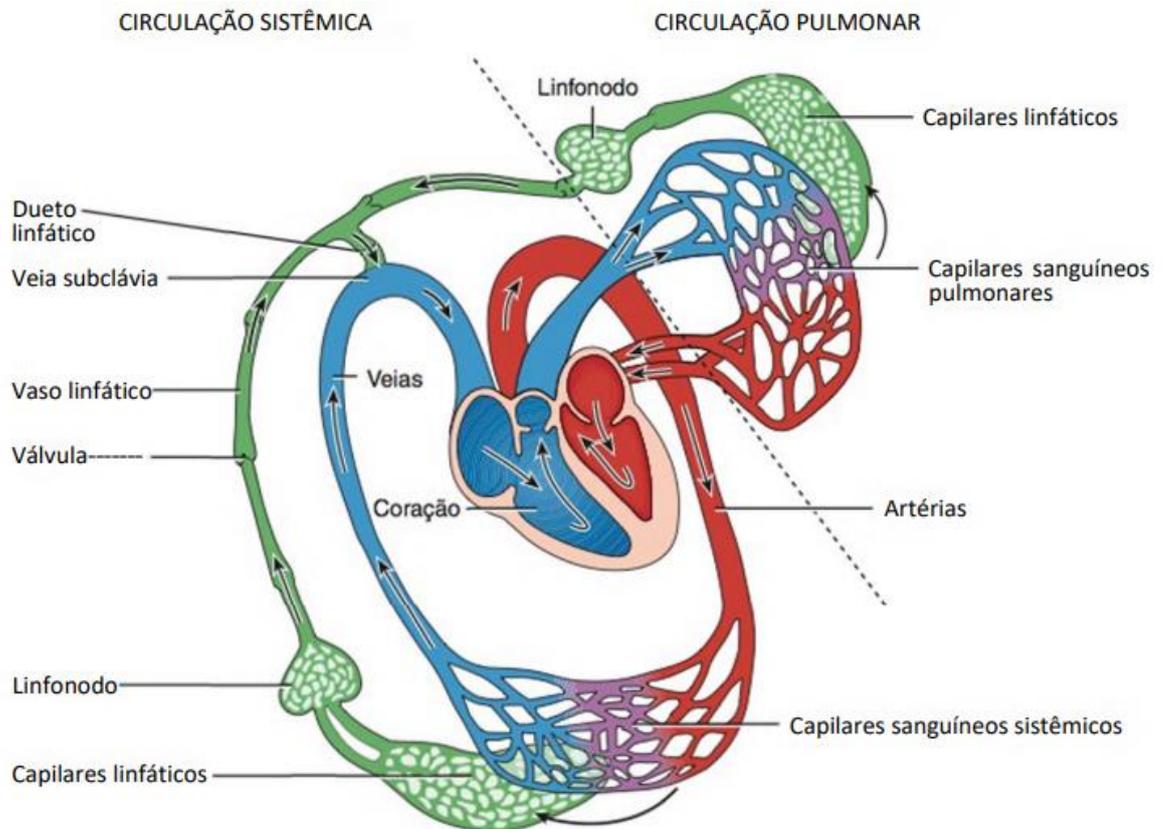
Figura 6 – Drenagem da linfa dos troncos linfáticos para os ductos torácico e linfático direito.



Fonte: Modificado de Tortora e Derrickson (2010).

A sequência de fluxo de líquido é: capilares sanguíneos (sangue) → espaços intersticiais (líquido intersticial) → capilares linfáticos (linfa) → vasos linfáticos (linfa) → ductos linfáticos (linfa) → junção das veias subclávia e jugular interna (sangue) → veia cava superior → átrio direito do coração. A Figura 7 ilustra essa sequência, assim como a relação entre os sistemas circulatório e linfático.

Figura 7 – Diagrama entre sistema linfático e sistema circulatório.



Fonte: Modificado de Tortora e Derrickson (2010).
As setas indicam a direção do fluxo de linfa e sangue.

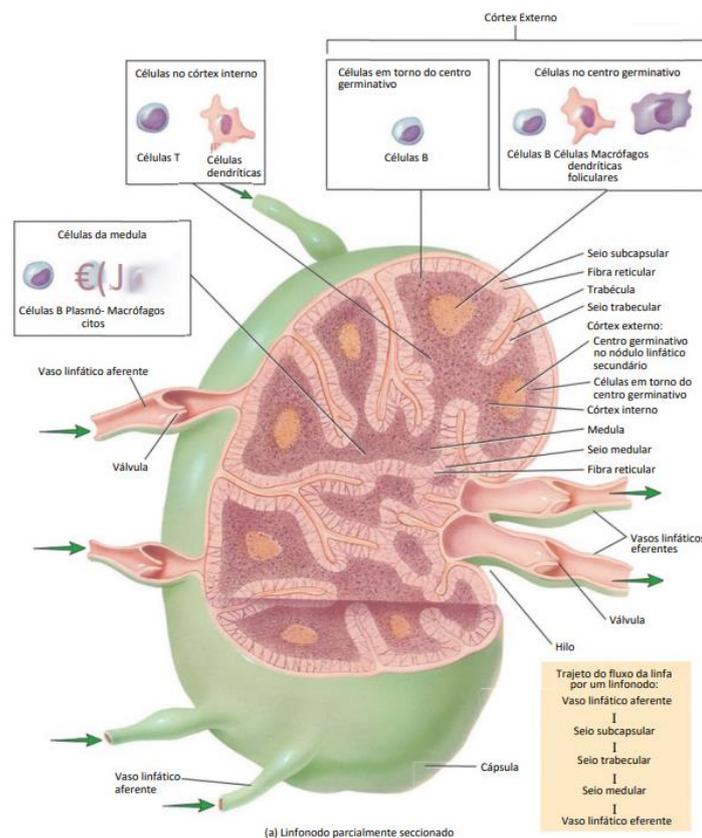
Os linfonodos, também conhecidos como gânglios linfáticos, são pequenas estruturas ovais intercaladas ao longo dos vasos linfáticos. Sua principal função é atuar como uma barreira contra a entrada de micro-organismos, toxinas e outras substâncias prejudiciais ao organismo (MARQUES E SILVA, 2020). Composto por aglomerados de tecido retículo-endotelial revestido por uma cápsula de tecido conjuntivo, o linfonodo desempenha um papel essencial na imunidade, filtrando a linfa que flui dos vasos linfáticos e promovendo a produção de células linfóides e reticulares. Cada linfonodo apresenta uma região chamada hilo, onde se encontram o vaso linfático e a veia linfonodal, responsáveis pelo suprimento sanguíneo (SILVA, 2010).

Estima-se que o corpo humano contenha cerca de 600 linfonodos, que variam entre 1 e 25 mm de comprimento. Esses linfonodos estão distribuídos por todo o corpo, tanto superficial quanto profundamente, e geralmente ocorrem em grupos,

como nas regiões próximas das glândulas mamárias, nas axilas e na virilha (TORTORA E DERRICKSON, 2010), conforme detalhado na Figura 2.

A linfa entra no linfonodo pelos vasos linfáticos aferentes, que garantem o fluxo unidirecional para o centro. Dentro do linfonodo, a linfa flui por seios repletos de fibras reticulares, linfócitos e macrófagos. Esse processo permite que as substâncias estranhas sejam filtradas, sendo destruídas por fagocitose ou respostas imunes, antes que a linfa filtrada saia pelos vasos linfáticos eferentes (TORTORA E DERRICKSON, 2010), conforme mostra a Figura 8.

Figura 8 – Estrutura de um linfonodo: as setas indicam a direção do fluxo de linfa através do linfonodo.



Fonte: Tortora e Derrickson (2010).

A estreita relação entre o sistema linfático e o sistema imune se evidencia no papel dos linfonodos, que participam ativamente da defesa do organismo. O sistema imune é composto por glóbulos brancos, células teciduais derivadas dos glóbulos brancos, timo, linfonodos e vasos linfáticos, com a função de proteger o corpo contra patógenos como bactérias, vírus, parasitas e fungos. O sistema imune permite que o

corpo distinga suas próprias células das estranhas e destrua invasores por fagocitose ou pela produção de leucócitos sensibilizados, além de anticorpos que neutralizam ou destroem os invasores (GUYTON e HALL, 2011).

Segundo Tortora e Derrickson (2010), os órgãos e tecidos linfáticos são amplamente distribuídos pelo corpo e podem ser classificados em dois grupos com base em suas funções:

- **Órgãos linfáticos primários:** São os locais nos quais as células-tronco se tornam imunocompetentes, ou seja, capazes de desenvolver uma resposta imune. São compostos pela medula óssea vermelha e o timo. A medula óssea vermelha, nos ossos planos e nas epífises dos ossos longos, gera células B e células pré-T. As células pré-T migram para o timo, onde se tornam células T imunocompetentes.
- **Órgãos linfáticos secundários:** São locais onde ocorrem as respostas imunes. Estes incluem os linfonodos, o baço, as tonsilas e os nódulos linfáticos. O linfonodo, o baço e as tonsilas são considerados órgãos devido à sua cápsula de tecido conjuntivo, enquanto os nódulos linfáticos, que não possuem essa cápsula, não são considerados órgãos.

O sistema do corpo responsável pela imunidade adaptativa e também por alguns aspectos da imunidade inata, é o sistema linfático (GUYTON; HALL, 2011; TORTORA; DERRICKSON, 2010). Os dois tipos gerais de imunidade são:

- **Imunidade inata** (ou inespecífica): Defesas presentes desde o nascimento, sempre disponíveis e fornecendo respostas rápidas. Ela não distingue micróbios específicos e age de forma geral contra todos.
- **Imunidade adaptativa** (ou adquirida, específica): Envolve a identificação específica de um micróbio, ativa quando as defesas da imunidade inata falham. Ela é mais lenta, mas tem memória e é mediada pelos linfócitos T e B.

Além disso, existem três órgãos adicionais que estão relacionados ao sistema linfático devido à presença de tecido linfoide, os quais desempenham papéis específicos na resposta imunológica (MARQUES e SILVA, 2020; SILVA, 2010):

- **Baço:** Participa na formação de linfócitos e na resposta imunológica.
- **Tonsilas:** Funcionam como barreira contra microrganismos da região oral e faríngea.

- **Timo:** Atua no desenvolvimento do sistema imunológico, instruindo os linfócitos T e tornando-os imunocompetentes.

3.2.1.1 *Doenças e Distúrbios do Sistema Linfático:*

O sistema linfático desempenha um papel essencial na manutenção da homeostase corporal, sendo responsável pela drenagem do excesso de líquidos dos tecidos, pela absorção de gorduras no trato gastrointestinal e pela defesa imunológica. Apesar de sua importância, esse sistema pode ser acometido por uma variedade de doenças e distúrbios que afetam sua função, comprometendo a saúde de diferentes formas (GUYTON e HALL, 2011; TORTORA e DERRICKSON, 2010).

A investigação de alterações nos linfonodos é comum na medicina, pois pode indicar doenças sistêmicas, como neoplasias, doenças autoimunes ou infecciosas. Devido à diversidade de diagnósticos diferenciais, a anamnese detalhada e o exame físico são essenciais para o diagnóstico. A análise do paciente deve incluir sinais e sintomas associados, idade, duração dos sintomas e antecedentes, além da avaliação dos linfonodos quanto à localização, tamanho, consistência e presença de dor. A doença do linfonodo ocorre quando sua estrutura é invadida por células inflamatórias ou neoplásicas. Para diferenciar as possíveis causas dessa condição, é necessário realizar um exame físico detalhado, e mnemônicas como "MIAMI" e "CHICAGO" podem ser úteis. "MIAMI" refere-se a: M: Malignidades; I: Infecções; A: Doenças autoimunes; M: Causas miscelâneas e incomuns; I: Causas iatrogênicas. Já "CHICAGO" representa: C: Câncer; H: Hipersensibilidade; I: Infecção; C: Colagenoses e outras doenças reumatológicas; A: Doenças linfoproliferativas atípicas; G: Granulomatoses; O: Outras (DIDIER NETO; KISO, 2013).

Os linfomas são um grupo de doenças malignas originadas por linfócitos, que podem afetar linfonodos e, eventualmente, outros órgãos ou o sangue. Eles são classificados em Hodgkin e Não-Hodgkin e representam cerca de 8% das doenças malignas (BARCELOS, 2009). As manifestações clínicas iniciais incluem o crescimento lento e indolor dos linfonodos. Em estágios mais avançados, sintomas como febre, perda de peso e suores noturnos podem surgir. A linfadenopatia palpável é a característica mais comum, podendo afetar diversas cadeias linfáticas do corpo (OLIVEIRA et al., 2021).

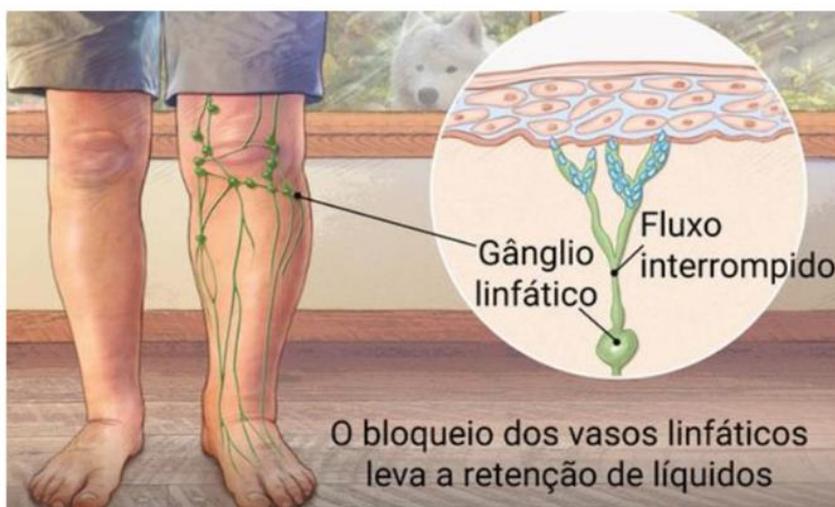
Quando a função dos vasos linfáticos é comprometida, devido ao bloqueio ou perda dos vasos linfáticos, o edema pode se tornar severo, com o acúmulo de proteínas plasmáticas que vazam para o interstício e não possuem outra via de remoção. Isso aumenta a pressão coloidosmótica do fluido intersticial, atraindo mais fluido dos capilares. O bloqueio do fluxo linfático pode ser exacerbado por infecções nos linfonodos, como a infecção por filária (*Wuchereria bancrofti*), vermes microscópicos que afetam o sistema linfático. A filariose pode resultar em linfedema grave, elefantíase e hidrocele. Essa condição afeta mais de 120 milhões de pessoas em 80 países ao redor dos trópicos e subtropicais (GUYTON e HALL, 2011).

O edema é o aumento do volume de líquido intersticial devido ao desequilíbrio nas pressões hidrostática e oncótica, responsáveis pela movimentação de líquidos para os capilares sanguíneos. Pode ser localizado, geralmente causado por inflamação, alergias, traumas, congestão venosa ou compressões venosas e linfáticas, ou generalizado, no caso de distúrbios no metabolismo hidrossalino, como retenção de sódio e água (SILVA, 2010).

O linfedema (Figura 9) é uma condição crônica causada por disfunções no sistema linfático, resultando em acúmulo de líquido e inchaço. Pode ser primário (congenito) ou secundário (causado por obstrução ou danos aos vasos linfáticos). O diagnóstico é baseado em sintomas, histórico familiar e exame físico, e os pacientes podem enfrentar desconforto, problemas articulares e limitações de mobilidade, além de complicações como a erisipela, uma infecção de pele comum, que causa hiperemia (CAGNASSI et al., 2023; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

Entre os fatores associados ao linfedema estão radioterapia, cirurgia, cicatrização prejudicada, seroma, hematoma, necrose da pele, falta de mobilidade e obesidade. O tratamento conservador busca reduzir o edema e a produção de líquido intersticial, além de estimular a mobilidade da linfa. Uma das principais abordagens é a terapia complexa descongestiva (TCD), apoiada pela Sociedade Internacional de Linfologia, que envolve um programa de duas fases: tratamento intensivo e de manutenção. O tratamento intensivo resulta em redução substancial do volume do linfedema e inclui drenagem linfática manual, cuidados com a pele, bandagem de compressão e exercícios terapêuticos (PAZ et al., 2016).

Figura 9 – Esquema ilustrativo de linfedema no membro inferior.



Fonte: Marques e Silva (2020).

3.2.2 O exame de linfocintilografia

A Linfocintilografia (LSG) é um exame importante para a avaliação da drenagem linfática, sendo particularmente útil no diagnóstico de linfedema e outras patologias linfáticas. Introduzida na década de 1950, a LSG passou por significativos avanços, especialmente no que se refere à tecnologia das gama-câmaras utilizadas em exames SPECT e à escolha do tamanho ideal das partículas dos radiofármacos. A escolha do radiofármaco utilizado pode variar conforme os protocolos de cada instituição, refletindo diferentes abordagens baseadas em fatores logísticos e necessidades específicas de cada local (HIRONAKA et al., 2012; BARRAL et al., 2013).

Colóides de enxofre marcados com tecnécio-99m (^{99m}Tc -SAH), dextran-70, dextran-500 e fitato de sódio marcado com ^{99m}Tc são alguns dos radiofármacos utilizados. Dąbrowski et al. (2008) utilizaram albumina humana marcada com ^{99m}Tc (Nanocoll) para o diagnóstico de linfedema nas extremidades inferiores, com injeção simultânea entre os dedos dos pés, com uma dose de 37 MBq por pé. O método demonstrou ser eficiente na avaliação da drenagem linfática e destacou a necessidade de diferentes abordagens conforme as especificidades do caso.

Em relação ao tamanho das partículas, Hironaka et al. (2012) destacam que o ^{99m}Tc -SAH é amplamente utilizado na linfocintilografia de membros devido à sua melhor simulação do comportamento fisiológico do sistema linfático, sendo absorvido

rapidamente e apresentando tamanho molecular adequado para essa via de administração. O tamanho das partículas dos radiofármacos é fundamental, pois influencia sua absorção e migração. Partículas com diâmetro entre 4 e 10 nm (proteínas) ou coloides entre 40 e 100 nm são recomendadas para linfocintilografia de membros, desde que validadas em cada instituição. Compostos como ^{99m}Tc -SAH, dextran-70 e dextran-500 são frequentemente empregados nesses protocolos. Na Tabela 3, estão listados os radiofármacos normalmente usados para exames de linfocintilografia.

Tabela 3 – Principais fármacos utilizados para o exame de linfocintilografia.

Componentes radioativos para marcação com ^{99m}Tc		
Fármacos	Descrição	Aplicação
Dextran 500 - TEC	Pó liofilizado para preparação de solução injetável para administração de dextrana 500 (^{99m}Tc)	Estudo de sistema linfático; Pesquisa de linfonodo sentinela
Dextran 70 - TEC	Pó liofilizado para preparação de solução injetável para administração intradérmica de dextrana 70 (^{99m}Tc)	Estudo de sistema linfático; Pesquisa de linfonodo sentinela
Soro Albumina Humana (SAH) - TEC	Pó liofilizado para preparação de solução injetável para administração albumina humana sérica 500 (^{99m}Tc)	Linfocintilografia e Ventriculografiaradionuclídica
RPHLIMPHA	Pó liofilizado para preparação de solução injetável para administração de fitato de sódio (^{99m}Tc)	Estudo do sistema linfático; Pesquisa de linfonodo sentinela; Cintilografia hepática (quando administrado via intravenosa)

Fonte: Adaptado de IPEN (2025) e GRUPORPH (2020).

Já o fitato de sódio marcado com ^{99m}Tc , conforme descrito na bula do produto RPHLIMPHA, após administração intravenosa, apresenta partículas cujo maior percentual (~90%) varia entre 1 e 30 μm , migrando pelos canais linfáticos e se acumulando nos linfonodos regionais. Os 10% restantes possuem tamanhos superiores a 30 μm . Cerca de 85% do radiofármaco administrado por via intravenosa

é captado pelo fígado, 7% pelo baço e 5% pela medula óssea, devido ao sequestro pelas células retículo-endoteliais, especialmente pelas células de Kupffer no fígado. Este radiofármaco possui uma sensibilidade de 98,8% para a detecção de linfonodos sentinela. A dose administrada normalmente varia entre 37-74 MBq (1-2 mCi) para a administração intradérmica, sendo suficiente para a visualização detalhada dos canais linfáticos e linfonodos (GRUPORPH, 2020).

O procedimento técnico de linfocintilografia para avaliação das extremidades varia conforme o protocolo de cada instituição. A injeção do radiofármaco é realizada nos espaços interdigitais entre o primeiro e o segundo dedo dos membros superiores (MMSS) ou inferiores, com volumes de até 0,10 mL de solução salina. Após a injeção, algumas instituições utilizam massagem nos pés ou mãos por 2 minutos para facilitar a migração do radiofármaco (MOSHIRI et al., 2002). Na Figura 10 é possível ver o local da administração do radiofármaco nos MMII.

Figura 10 – Imagem demonstrando a administração do radiofármaco.



Fonte: Barral et al. (2013).

Em outros lugares, em vez de massagem, solicita-se que o paciente caminhe para auxiliar na drenagem, dependendo do protocolo local. Além disso, algumas instituições realizam a aquisição de imagens de corpo inteiro, enquanto outras preferem focar apenas nos membros. Essas variações refletem as abordagens específicas adotadas em cada serviço.

A técnica de injeção do radiofármaco na linfocintilografia varia conforme o objetivo do estudo. A injeção subcutânea é preferida em estudos de extravasamento

linfático devido à sua eficiência em comparação com a via intradérmica. Já para análises da superfície linfática em extremidades, ambas as vias, subcutânea ou intradérmica, podem ser utilizadas (REZENDE et al., 2008).

A aquisição das imagens na linfocintilografia segue um protocolo específico para garantir a correta avaliação do sistema linfático. A primeira imagem é obtida 15 minutos após a administração do RF, seguida com uma segunda imagem após 1 hora e a terceira após 2 horas. Caso necessário, uma nova imagem pode ser adquirida até 24 horas após a administração (CAMOZZATO et al., 2020). No entanto, esse protocolo pode variar de acordo com a rotina adotada por cada clínica ou serviço.

A análise visual desempenha papel crucial na identificação de padrões de drenagem e no diagnóstico de linfedema. Em situações normais, observa-se uma progressão bilateral simétrica com identificação das cadeias linfáticas inguinais ou axilares nos primeiros 15 minutos do estudo, diferente do que pode ser visto na Figura 11.

Figura 11 – Linfocintilografia MMII anterior de paciente com linfedema primário bilateral, uma hora após a administração de $^{99m}\text{TcSAH}$ nos pés.



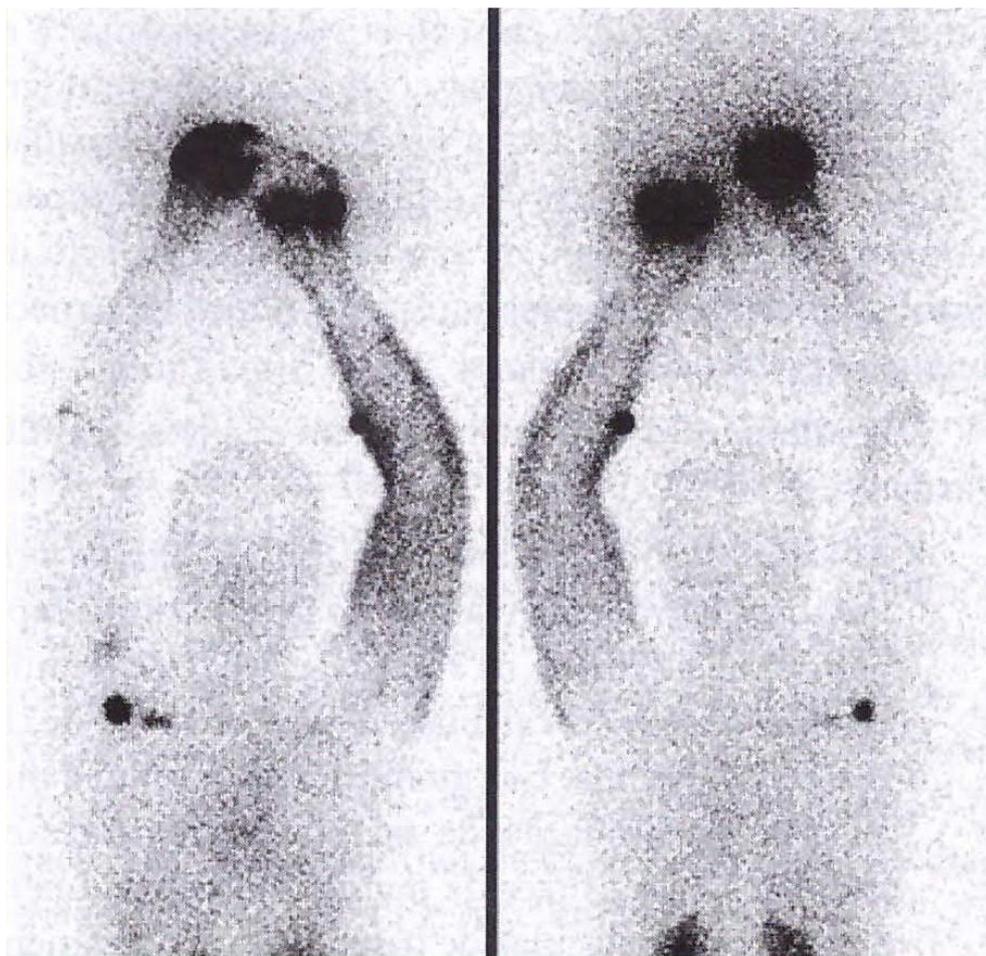
Fonte: Hironaka et al. (2012).

A ausência de visualização dos linfonodos nesse período é indicativa de déficit de drenagem, classificado como discreto, moderado ou acentuado, de acordo com o tempo necessário para identificação. Nos MMII tipicamente, são observados de três a

cinco vasos linfáticos convergindo na região do joelho, formando um ou dois vasos na face medial da coxa. A presença de linfonodos poplíteos pode ser normal, mas frequentemente indica compensação por vasos profundos em casos de obstrução no sistema linfático superficial. Nos MMSS, linfonodos epitrocleares são achados normais e esperados (HIRONAKA et al., 2012).

De acordo com Rezende et al. (2011), a linfocintilografia é aplicada na avaliação de compensações linfáticas no pós-operatório de câncer de mama, como no caso de mastectomia, com dissecação axilar. Esse exame auxilia no entendimento das alterações funcionais do sistema linfático, sendo útil para detectar distúrbios como o linfedema e outras alterações na drenagem linfática, conforme Figura 12.

Figura 12 – Linfocintilografia MMSS de anterior e posterior com linfedema após mastectomia esquerda uma hora após a administração de ^{99m}Tc -SAH.



Fonte: Hironaka et al. (2012).

3.2.3 Linfocintilografia nos MMSS e MMII

Como já visto o exame de LSG é sensível para avaliar o sistema linfático e diferenciar linfedema de outras causas de edema, como insuficiência venosa, obesidade e doenças sistêmicas, incluindo hipoalbuminemia e insuficiência cardíaca (SADEGHI et al., 2010; BARRAL et al., 2013). Nos MMII, a técnica é amplamente empregada devido à alta frequência de linfedema nessa região, sendo eficaz para triagem inicial, diagnóstico precoce e monitoramento terapêutico (BARRAL et al., 2013). A LSG também auxilia na avaliação de casos de insuficiência venosa, onde o ciclo edema, infecção e fibrose pode comprometer a drenagem linfática (BARRAL et al., 2013).

Para os MMII, o paciente deve permanecer em decúbito dorsal (DD) horizontal, alinhado ao plano médio sagital, com os braços posicionados ao longo do corpo (Figura 13A). Já para os MMSS, o paciente deve manter os braços elevados acima da cabeça (Figura 13B). Em ambos os casos, os membros são captados simultaneamente, utilizando varreduras de corpo inteiro em projeções anterior e posterior. O abdome deve ser incluído em todas as aquisições, de modo que o fígado esteja visível, auxiliando na interpretação dos resultados (CAMOZZATO et al., 2020), conforme Figura 13.

Figura 13 – Posicionamentos para MMII e MMSS dos pacientes em exames de linfocintilografia.

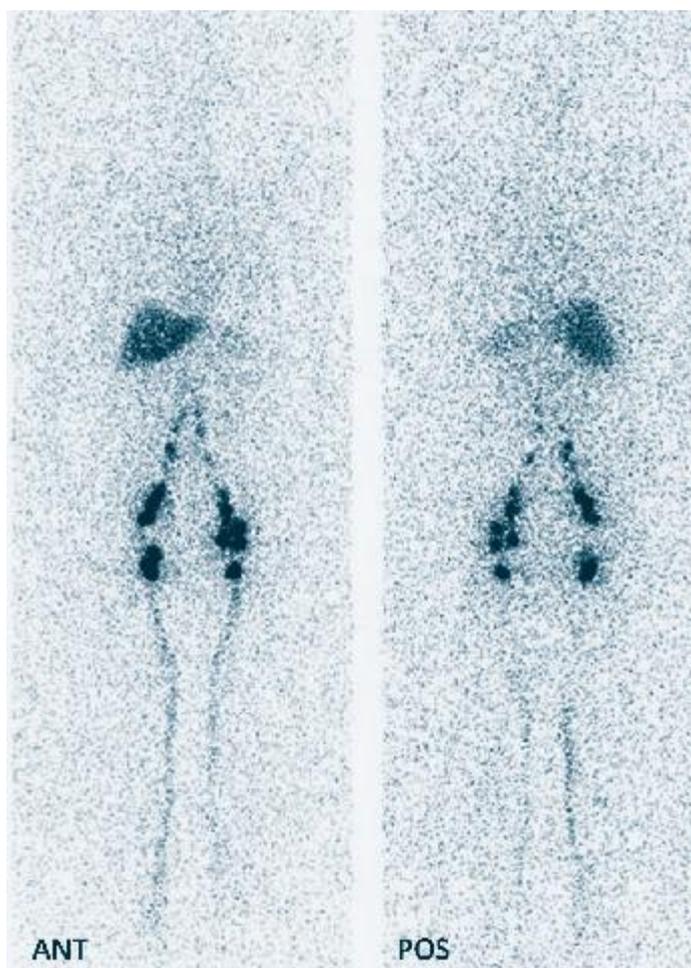


Fonte: Camozzato et al. (2020).

Imagens dinâmicas e estáticas são adquiridas para análise do trajeto linfático. O padrão normal da linfocintilografia (LSG) envolve o movimento simétrico do radiotraçador nas extremidades, com canais linfáticos discretos e visualização precoce dos linfonodos regionais, geralmente entre 15 e 20 minutos após a injeção,

além da visualização hepática em cerca de 1 hora (Sadeghi et al., 2010). Nos membros inferiores, os linfonodos poplíteos podem ser observados em estudos normais, embora sua visualização seja considerada controversa. A Figura 14 ilustra uma imagem tardia (4 horas) de LSG, destacando a persistência do traçado linfático, linfonodos inguinais e captação hepática. Imagens dinâmicas e estáticas são adquiridas para análise do trajeto linfático. O padrão normal da linfocintilografia (LSG) envolve o movimento simétrico do radiotraçador nas extremidades, com canais linfáticos discretos e visualização precoce dos linfonodos regionais, geralmente entre 15 e 20 minutos após a injeção, além da visualização hepática em cerca de 1 hora (Sadeghi et al., 2010). Nos membros inferiores, os linfonodos poplíteos podem ser observados em estudos normais, embora sua visualização seja considerada controversa. A Figura 14 ilustra uma imagem tardia (4 horas) de LSG, destacando a persistência do traçado linfático, linfonodos inguinais e captação hepática.

Figura 14 – Linfocintilografia (4h) com visualização dos canais linfáticos, linfonodos inguinais e fígado.



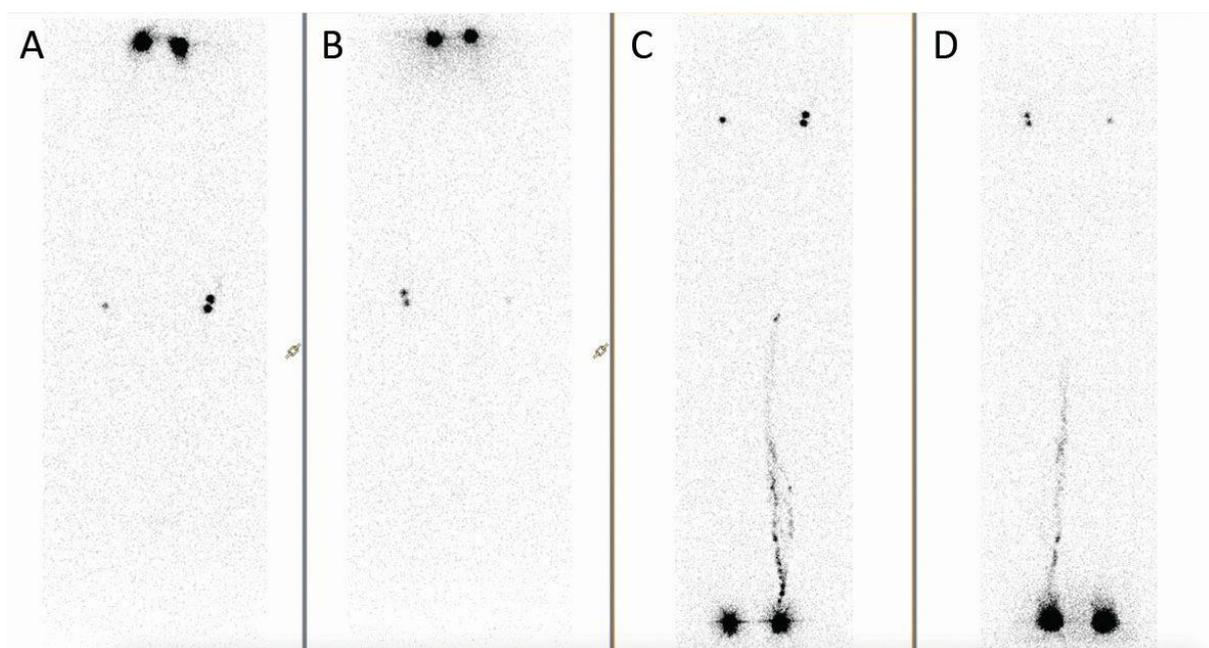
Fonte: Sadeghi et al. (2010)

Para achados anormais têm-se a ausência de visualização de linfonodos, refluxo dérmico, canais linfáticos dilatados ou colaterais, e redução do número de linfonodos, características de linfaticopatia grave (SADEGHI et al., 2010).

A variação nos protocolos reflete as práticas locais, como a realização de imagens do corpo inteiro ou foco nos membros, além de estratégias como massagem ou exercícios leves para estimular a drenagem linfática após a injeção, como já citado (MOSHIRI et al., 2002; HIRONAKA et al., 2012).

No contexto de doenças venosas ou linfedema secundário a infecções como febre chikungunya (Figura 15), a LSG também pode auxiliar na avaliação da gravidade do comprometimento linfático (Marques et al., 2019).

Figura 15 – Linfocintilografia semi-quantitativa dos membros em múltiplos tempos após administração de $^{99m}\text{Tc-Sn}$.



Fonte: Marques et al. (2019).

A linfocintilografia semi-quantitativa foi realizada nos MMSS (A e B) e MMII (C e D), com administração interdigital de 2,0 mCi de $^{99m}\text{Tc-Sn}$. As imagens foram adquiridas aos 15, 30, 60 e 120 minutos após a injeção, permitindo a avaliação da dinâmica de drenagem linfática ao longo do tempo. Esse protocolo pode variar conforme a rotina de cada instituição, mas visa observar a migração do radiofármaco pelos canais linfáticos e sua chegada aos linfonodos regionais.

3.3 DOSIMETRIA

Dosimetria é o campo da física que trata da medição, cálculo e avaliação das doses de radiação absorvidas pelo corpo humano ou por tecidos e órgãos específicos, com o objetivo de proteger indivíduos contra os efeitos nocivos da radiação ionizante (ICRP 103, 2007).

A dosimetria pode ser classificada em dois tipos de estudo: dosimetria externa e dosimetria interna. Ambos os tipos podem ser analisados e estimados por meio de instrumentos capazes de medir radiações ionizantes (instrumentação nuclear) ou por meio de simulações computacionais (dosimetria computacional).

3.3.1 Dosimetria Externa

A Dosimetria Externa é um procedimento da Radioproteção que visa preservar a saúde de trabalhadores e minimizar os riscos derivados das práticas envolvendo radiações ionizantes (SAPRA LANDAUER, 2020). Os dispositivos para detecção e medição de radiação ionizante podem ser classificados em ativos ou passivos, além de sua aplicação em monitoramento de área ou dosimetria individual.

Detectores ativos, como os contadores Geiger-Müller e as câmaras de ionização, permitem a medição em tempo real da radiação, sendo comumente utilizados em levantamentos radiométricos, testes de fuga e pesquisas científicas (KNOLL, 2010).

A dosimetria individual, por sua vez, normalmente emprega detectores passivos, como os dosímetros termoluminescentes (TLD) ou por luminescência opticamente estimulada (OSL). Esses dosímetros são usados por Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOE, no singular; IOEs, no plural) durante períodos determinados, com análise posterior em laboratórios credenciados pela CNEN (CNEN NN 3.01, 2024). Além disso, existem dosímetros eletrônicos ativos (EPDs), que fornecem leitura imediata da dose acumulada, auxiliando no controle operacional em tempo real. A monitoração individual é obrigatória para todos os IOEs, como aqueles que atuam em hospitais, clínicas, indústrias e instituições de pesquisa (BRASIL, 2022; ANVISA, 2022). O desenvolvimento de novos materiais e tecnologias dosimétricas, visando maior eficiência e custo reduzido, é tema constante em pesquisas na área (SOUZA et al., 2019).

Embora a dosimetria externa seja essencial para os IOEs, como médicos e técnicos que lidam com radiações ionizantes, a monitoração individual não é necessária para pacientes submetidos a exames ou terapias em radiologia, incluindo Medicina Nuclear. Os requisitos básicos de radioproteção aplicáveis aos procedimentos médicos estão estabelecidos na Norma CNEN NN 3.01 – Resolução CNEN 323/24 (abril de 2024), a qual está alinhada às recomendações da ICRP (ICRP 103, 2007), para garantir a proteção radiológica adequada.

Essa norma define três princípios fundamentais:

- ❖ **Justificação:** qualquer prática que envolva exposição à radiação ionizante só deve ser adotada se os benefícios superarem os danos potenciais, sendo esse princípio aplicável a todas as categorias de exposição (ocupacional, pública e médica).
- ❖ **Otimização:** as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente alcançável (ALARA), levando em conta fatores técnicos, econômicos e sociais. No contexto médico, a CNEN (NN 3.01/2014, art. 46, parágrafo Único) especifica que isso implica administrar a menor dose possível compatível com os objetivos clínicos.
- ❖ **Limites de dose:** são estabelecidos limites de dose para proteger trabalhadores e o público em geral. Esses limites não se aplicam às exposições médicas de pacientes (CNEN NN 3.01/2014, art. 54), já que essas exposições são justificadas por necessidade diagnóstica ou terapêutica e devem ser otimizadas, não limitadas.

Além da CNEN NN 3.01, a Resolução RDC 611/2022 da ANVISA também aborda esses princípios, reforçando a necessidade de justificação, otimização e limites de dose no contexto de procedimentos médicos envolvendo radiação ionizante. Dessa forma, fica evidente que, para pacientes, não há necessidade de monitoração individual, pois a prioridade é garantir a efetividade clínica do exame ou terapia, mantendo a dose administrada tão baixa quanto razoavelmente possível.

3.3.2 Dosimetria Interna

A dosimetria interna é uma área essencial da proteção radiológica que visa estimar a dose absorvida por órgãos e tecidos devido à incorporação de radionuclídeos, cuja radiação é emitida a partir do interior do corpo. Diferentemente da dosimetria externa, que estima a dose com base em exposições a fontes externas, geralmente medida por dosímetros posicionados fora do corpo, a dosimetria interna exige o uso de medições indiretas e modelos matemáticos complexos para avaliar a atividade radionuclídica incorporada. A quantificação pode ser feita por meio de medições *in vivo*, como a contagem de corpo inteiro ou de órgãos específicos, e *in vitro*, por meio da análise de excretas e outros materiais biológicos. Os dados obtidos alimentam modelos biocinéticos e algoritmos de cálculo que permitem estimar a distribuição do material radioativo no organismo e, conseqüentemente, a dose absorvida (IRPA, 2023).

A dosimetria interna é essencial para otimizar terapias com radionuclídeos, maximizando a dose nos tumores e minimizando a exposição dos tecidos saudáveis. No entanto, sua aplicação ainda é limitada, pois muitos tratamentos utilizam atividades fixas, sem cálculos individualizados, o que pode comprometer a eficácia terapêutica (Stabin, 2013; Beauregard, 2022). Entre os desafios, destacam-se a falta de padronização, dificuldades logísticas na aquisição de imagens quantitativas e a necessidade de maior infraestrutura e capacitação (Pandit-Taskar et al., 2021; Piwowarska-Bilska et al., 2022). Apesar disso, cresce o consenso sobre a importância da dosimetria personalizada, impulsionando esforços para sua implementação clínica.

A utilização de softwares como o IDEA System tem se mostrado essencial na dosimetria interna, auxiliando na interpretação de dados de monitoramento, correção automática de exposições anteriores e ajuste de parâmetros biocinéticos (IRPA, 2023). Desenvolvido no Karlsruhe Research Centre, o Internal Dose Equivalent Assessment System (IDEA System) foi projetado para apoiar dosimetristas na aplicação das diretrizes do IDEAS Guidelines, oferecendo suporte desde o planejamento do monitoramento até a avaliação final dos resultados. O IDEAS Guidelines define um conjunto de boas práticas e protocolos para a avaliação precisa e consistente da dose interna, promovendo a padronização e a qualidade dos resultados obtidos em estudos de monitoramento de radiação. O software permite análises de diferentes níveis, desde avaliações padrão baseadas em parâmetros

predefinidos até ajustes individualizados de modelos biocinéticos, garantindo maior precisão na estimativa de doses.

Um dos testes do IDEA System foi realizado no contexto do exercício de intercomparação IDEAS/IAEA (International Atomic Energy Agency), onde os valores de dose efetiva estimados pelo software foram comparados tanto com os valores reais (quando conhecidos) quanto com a média geométrica dos resultados obtidos pelos participantes. Os resultados demonstram que o software apresenta boa concordância com os valores reais e as médias dos participantes. Para os radionuclídeos ^{60}Co e ^{131}I , por exemplo, o IDEA System obteve valores praticamente idênticos aos reais (4,98 mSv vs. 5,0 mSv e 2,54 mSv vs. 2,54 mSv, respectivamente), reforçando sua precisão na estimativa das doses efetivas (Tabela 4).

Tabela 4 – Resultados do teste do IDEA System no exercício IDEAS/IAEA.

Caso nº	Radionuclídeo	Valor Real (mSv)	Média Geométrica dos resultados dos participantes	Resultado IDEA System
1	^3H	Desconhecido	25,8	25,1
2	^{90}Sr	Desconhecido	7,22	8,6
3	^{137}Cs	Desconhecido	0,66	0,62
4	^{60}Co	5,0	5,0	4,98
5	^{131}I	2,54	2,57	2,54
6	Urânio Enriquecido	Desconhecido	36,8	9,7
7	^{239}Pu	Desconhecido	140	118

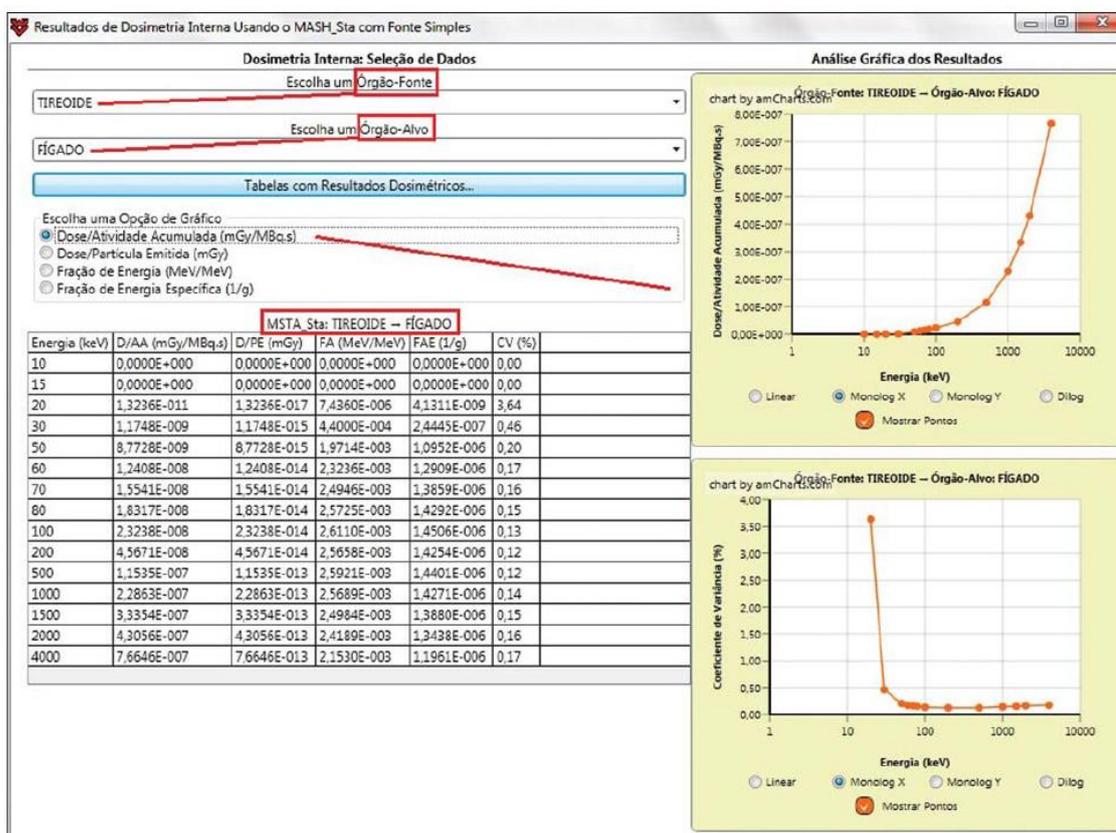
Fonte: Adaptado de IRPA (2023).

Entretanto, algumas discrepâncias foram observadas, especialmente no caso do Urânio Enriquecido e do ^{239}Pu , onde o software estimou doses inferiores à média dos participantes e ao valor real conhecido. Isso pode indicar limitações do modelo para esses radionuclídeos específicos ou a necessidade de ajustes nos parâmetros biocinéticos utilizados.

A dosimetria interna tem se beneficiado de diversas ferramentas computacionais, que auxiliam na estimativa das doses absorvidas e na otimização de terapias individualizadas. Além do IDEA System, mencionado anteriormente, outros aplicativos também têm sido desenvolvidos para melhorar a precisão e a eficiência na avaliação dos dados de dosimetria interna na medicina nuclear.

Um exemplo é o DoRadlo (Dosimetria das Radiações Ionizantes), desenvolvido por Leal Neto et al. (2014), que utiliza imagens de medicina nuclear para estimar a dose em pacientes submetidos a tratamentos radioterápicos. O software aplica modelos computacionais de exposição, como os fantasmas de voxels acoplados ao código Monte Carlo EGSnrc, permitindo a análise das regiões de interesse e a quantificação das intensidades em gráficos e resultados numéricos. Essa ferramenta tem se mostrado útil como auxiliar na estimativa da atividade administrada em clínicas de medicina nuclear (Figura 16).

Figura 16 – Seleção de órgãos e resultados dosimétricos.



Fonte: Leal Neto et al. (2014).

A Figura 16 apresenta a interface exibida após o acesso ao submenu "Resultados Dosimétricos: Fonte Simples", ilustrando um exemplo de simulação com parâmetros definidos pelo usuário. Neste caso, foi selecionado o órgão fonte tireoide e o órgão alvo fígado. Ao acionar o comando "Tabelas com Resultados Dosimétricos", o sistema gerou uma tabela contendo os coeficientes de conversão calculados para 15 diferentes energias de radiação. Esses coeficientes incluem: dose absorvida por unidade de atividade acumulada (mGy/MBq.s), dose por partícula emitida (mGy), fração de energia absorvida (absorbed fraction) e fração de energia absorvida específica (specific absorbed fraction). Além disso, os resultados são acompanhados pela estimativa do erro estatístico associado, calculado com base no coeficiente de variação (CV), também apresentado na tabela.

Outro aplicativo relevante é o GATE (Geant4 Application for Emission Tomography), utilizado para simulações detalhadas da interação da radiação com a matéria. De acordo com Dartora et al. (2018), o GATE permite a coleta de dados sobre a energia depositada e as partículas geradas dentro de um volume durante as simulações. Os *dose/s*, unidades de volume utilizadas nas simulações de dosimetria, representam o espaço onde a dose de radiação é depositada, permitindo calcular a distribuição da dose em diferentes pontos. O estudo demonstrou que a escolha do tamanho do elemento de dose e a configuração das fontes impactam diretamente na acuracidade da estimativa de dose, sendo recomendado o uso de *dose/s* menores e a correta configuração da fonte para simulações com Flúor-18.

No decorrer da seção de dosimetria interna, algumas grandezas já foram abordadas. A seguir, são apresentadas e detalhadas as principais grandezas e unidades utilizadas na avaliação da exposição e dos efeitos biológicos, complementando a compreensão dos conceitos discutidos anteriormente.

3.3.3 Atividade

Atividade radioativa (A) é definida como o número esperado de decaimentos nucleares espontâneos por unidade de tempo em uma amostra de material radioativo (ICRP 107, 2008).

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (1)$$

Onde:

dN representa o número de núcleos instáveis que decaem no intervalo de tempo infinitesimal, dt.

A unidade de atividade no Sistema Internacional (SI) é o becquerel (Bq), equivalente a uma desintegração por segundo ($1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$). Embora o Bq seja a unidade oficial, a unidade tradicional curie (Ci) ainda é usada em algumas áreas, especialmente na medicina nuclear. Um curie corresponde a $3,7 \times 10^{10}$ Bq.

3.3.4 Meia-vida Física ($t_{1/2}$)

É o intervalo de tempo necessário para que a atividade de um dado material radioativo decaia pela metade, como resultado de um processo de decaimento radioativo. A relação entre o tempo de meia-vida física ($t_{1/2}$) e a constante de decaimento (λ) é expressa pela Equação 2:

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0,693}{\lambda} \quad (2)$$

3.3.5 Meia-vida Biológica

A meia-vida biológica é o intervalo de tempo necessário para que a quantidade de uma substância presente em um tecido, órgão ou sistema biológico específico seja reduzida à metade, em decorrência exclusivamente de processos fisiológicos de eliminação, como excreção urinária, fecal, sudorese ou metabolismo.

Essa grandeza reflete apenas os mecanismos biológicos de depuração do organismo.

3.3.6 Meia-vida Efetiva

A meia-vida efetiva é o tempo necessário para que a quantidade de um radionuclídeo presente no organismo seja reduzida à metade do valor inicial, considerando simultaneamente os efeitos do decaimento físico (radioativo) e da eliminação biológica. Esse parâmetro é calculado pela Equação 3 e envolve a combinação das meias-vidas física e biológica, conforme expresso na seguinte fórmula:

$$T_{\frac{1}{2}}^{efetiva} = \frac{T_{\frac{1}{2}}^{física} \times T_{\frac{1}{2}}^{biológica}}{T_{\frac{1}{2}}^{física} + T_{\frac{1}{2}}^{biológica}} \quad (3)$$

3.3.7 Dose Absorvida

A dose absorvida D_T (Equação 4), é uma grandeza física básica usada na proteção radiológica, refere-se à energia média que foi absorvida pelo meio, a partir da liberação de partículas carregadas. É definida como a razão entre a energia média dE depositada pela radiação ionizante na matéria e sua massa dm , (ICRP 103, 2007).

$$D_T = \frac{d\varepsilon}{d_m} \quad (4)$$

De acordo com o sistema internacional de medidas (SI), a unidade de dose absorvida é o Joule por quilograma (J/kg), ou Gray (Gy) e 1 Gy equivale a 100 rad (*radiation absorbed dose* = dose absorvida de radiação).

3.3.8 Dose Equivalente e fatores de ponderação de tecidos

Diferentes tecidos do corpo têm efeitos biológicos variados aos tipos de radiação para uma mesma dose absorvida. Por isso, a dose equivalente (Equação 6), foi criada para possibilitar a comparação desses efeitos para diferentes tipos de radiação, sabendo que a probabilidade de efeitos estocásticos que resultam de uma dada dose equivalente dependerá geralmente do tecido/órgão particular irradiado.

A grandeza dose equivalente no tecido/órgão H_T é obtida através do somatório das doses médias absorvidas em um meio $D_{T,R}$ ponderadas por um fator de peso adimensional da radiação w_R , ou fator de ponderação da radiação, relativo ao tipo e energia da radiação incidente R (ICRP 103, 2007) e é expressa por:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (6)$$

A unidade no SI de dose equivalente é denominada *Sievert* (Sv) e 1 Sv equivale a 100 rem (*roentgen equivalent man*, o equivalente em roentgen no homem).

3.3.9 Dose Efetiva

A probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos em um indivíduo irradiado é representada pela dose efetiva E (Equação 7), que é definida como a soma das doses equivalentes ponderadas nos diversos órgãos e tecidos. Onde H_T é a dose equivalente no tecido/órgão e w_T é o fator de ponderação do tecido/órgão e $\sum w_T = 1$.

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (7)$$

A unidade no SI é o *Sievert* (Sv). Os valores de H_T e w_T para os tecidos/órgãos para o cálculo da dose efetiva estão tabelados na publicação 103 da ICRP (ICRP 103, 2007).

3.3.10 Atividade Acumulada

A **atividade acumulada** é a quantidade total de radiação emitida por um radionuclídeo ao longo do tempo, levando em consideração o seu decaimento. Ela representa a soma das atividades em todos os instantes durante o período em que o radionuclídeo está presente no organismo. A Equação 8 descreve a atividade acumulada:

$$\tilde{A} = N = \int_{t_0}^{t_f} A(t') \cdot dt' \quad (8)$$

Onde:

- \tilde{A} ou N é a atividade acumulada ou Número de Histórias,
- $A(t')$ é a atividade no tempo t' ,
- dt' é o intervalo de tempo,
- t_0 e t_f são os tempos inicial e final do período considerado.

Esse valor é essencial para calcular a dose absorvida em órgãos ou tecidos, pois ela representa a quantidade total de radiação liberada pelo radionuclídeo. A atividade acumulada é então multiplicada pelo S-value e o tempo de exposição para calcular a dose total recebida pelo tecido ou órgão alvo, como detalhado no MIRD Pamphlet nº 11.

3.3.11 Dose absorvida por unidade de Atividade Acumulada (S-value)

O S-value (mGy/MBq·s) representa a taxa de dose absorvida por um órgão-alvo devido à atividade acumulada em um órgão-fonte, conforme Equação 9. Esse valor considera a geometria relativa entre fonte e alvo, bem como a distribuição espacial da radiação, conforme descrito no MIRD Pamphlet nº 11.

$$S = \frac{D}{\tilde{A}} \quad (9)$$

Onde:

- S é o S-value, dose absorvida por unidade de atividade acumulada, com unidade em mGy/MBq·s,
- D é a dose absorvida no órgão ou tecido alvo,
- \tilde{A} é a atividade acumulada no órgão ou tecido.

3.3.12 Dose Acumulada (Dose Absorvida Média)

A dose acumulada, também denominada dose absorvida média (do inglês *mean absorbed dose*), corresponde a quantidade de energia absorvida por unidade de massa em um órgão ou tecido devido à radiação emitida por uma fonte radioativa ao longo do tempo, sendo calculada a partir da atividade acumulada do radionuclídeo, multiplicada pelo S-value, que descreve a taxa de dose absorvida por unidade de atividade acumulada, conforme Equação 10.

$$D = \tilde{A} \cdot S \quad (10)$$

Onde:

- D é a dose acumulada (ou mean absorbed dose), expressa em mGy (Gray),
- \tilde{A} é a atividade acumulada no órgão ou tecido, em MBq·s,
- S é o S-value, a taxa de dose absorvida por unidade de atividade acumulada, em mGy/MBq·s, conforme descrito no MIRDP Pamphlet nº 11.

Em simulações envolvendo múltiplas fontes de radiação, como no caso de mais de um órgão fonte, a dose acumulada total é calculada pela soma das contribuições individuais de cada fonte, sendo a Equação 11 utilizada para o cálculo.

$$D = \sum_{i=1}^n A_i \cdot S_i \quad (11)$$

Onde:

- D é a dose acumulada total,
- A_i é a atividade acumulada de cada órgão fonte i no tecido alvo, expressa em MBq·s,
- S_i é o S-value correspondente à fonte i , expresso em mGy/MBq·s,
- n é o número total de órgãos-fonte envolvidos na simulação.

3.4 MÉTODOS MONTE CARLO

Por definição, métodos Monte Carlo (MC) são técnicas numéricas, de sorteios, que utilizam números aleatórios por meio de sistemas estocásticos naturais ou por equações integrais e diferenciais, para calcular quantidades de interesse. Para obter resultados confiáveis, é necessário conhecer as várias características necessárias a qualquer bom planejamento de uma simulação, como: caracterizar o problema e apresentar o sistema a ser simulado para solução; identificar e, explicitamente, definir as Funções Densidade de Probabilidade (FDP) envolvidas na simulação; estabelecer os métodos para amostrar todas essas FDP; e, finalmente, compreender e traduzir os resultados fornecidos pela simulação (VIEIRA, 2001).

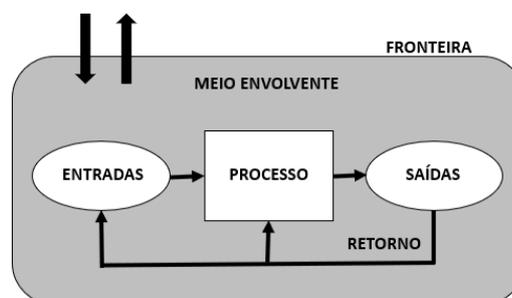
O método de Simulação de Monte Carlo (SMC) tem se destacado dentro das diversas áreas de conhecimento, tais como: física, engenharias, exploração de petróleo, finanças, trânsito etc. O mesmo foi criado com o objetivo de resolver

problemas na área da Física. Devido à simplicidade das ideias envolvidas na concepção do método e ao grande avanço dos computadores, o MC se tornou uma poderosa e atrativa ferramenta para lidar com problemas em diversas áreas (SANTANA, 2014). O método faz uso de estatística para representar, mediante experimentos probabilísticos o comportamento aleatório de sistemas reais. Um experimento probabilístico é aquele que tem mais de uma possibilidade de resultado. O resultado de um experimento probabilístico não pode ser previsto, apenas seus possíveis resultados e suas probabilidades de ocorrência podem ser estimadas através da simulação de uma história. Dessa forma, quanto maior for o número de histórias, melhor será a representação desta probabilidade nos resultados obtidos. Sendo assim, o gerador de números aleatórios, juntamente com o número total de histórias simuladas são os principais parâmetros para o funcionamento adequado deste método (MANNO, 1999 apud CASSOLA, 2007).

3.4.1 Conceitos básicos de Sistema e Simulação

Como esclarece Assis (2010, apud SANTANA, 2014), sistema é um conjunto de elementos existentes no mundo real, inter-relacionados e operando juntos, visando um objetivo comum. O construtor do modelo deve focar a sua atenção apenas nos elementos mais importantes da natureza das suas inter-relações, com o objetivo último de conseguir melhorar o desenho e funcionamento do sistema representado pelo modelo visto na Figura 17.

Figura 17 – Modelo de um sistema.



Fonte: Adaptado de Santana (2014).

Segundo Santana (2014), simulação é a imitação durante determinado período de tempo da operação de um sistema ou de um processo do mundo real. Sendo realizada normalmente em um computador, a simulação envolve a geração de uma história artificial do sistema e a partir desta história, a inferência de como o sistema real funcionaria.

A simulação serve para que se ganhe tempo, evitando custos e riscos, no caso de ser necessário recorrer a procedimentos experimentais.

3.4.2 Simulação Monte Carlo

O início do Monte Carlo pode ser atribuído aos trabalhos de John von Neuman e Stan Ulam durante o desenvolvimento de armas nucleares. Ulam e Von Neuman foram os pioneiros no desenvolvimento do método e sua aplicação para cálculos em computadores eletrônicos (BIELAJEW, 2020).

O problema do transporte da radiação pela matéria tem sido objeto de estudos desde o século XX. Hoje, sabe-se que fótons, elétrons e pósitrons, quando penetram na matéria, podem sofrer múltiplas interações em que a energia das partículas é transferida para os átomos ou moléculas do material e partículas secundárias são produzidas. Pelas repetidas interações com o meio, partículas de alta energia originam uma cascata de eventos e partículas secundárias, de forma que a evolução da cascata representa uma degradação efetiva na energia inicial da partícula e o progressivo depósito de energia no meio (PIANOSCHI, 2008).

Para Evans e Olson (1998), conforme citado por Santana (2014), a SMC é basicamente um experimento amostral cujo objetivo é estimar a distribuição de resultados possíveis da variável aleatória, com base em uma ou mais variáveis de entrada que se comportam de forma probabilística e de acordo com alguma distribuição estipulada.

A interação da radiação pela matéria é um típico exemplo de fenômeno probabilístico, podendo assim utilizar o MC como uma ferramenta para estudar o fenômeno de transporte e atenuação da radiação em meios materiais. Na SMC do transporte da radiação, a história de uma partícula é descrita como uma sequência probabilística de interações em que, no final, a partícula altera a sua direção de movimento, pode perder parcial ou totalmente sua energia e, ocasionalmente, gerar uma partícula secundária. A FDP definida para o modelo de interação determinará a

probabilidade de interação das partículas ao longo do caminho simulado, pois estabelece o alcance para os elétrons e o livre caminho médio para os fótons, o tipo de interação, a perda de energia e a deflexão angular que as partículas sofrerão em cada evento (PIANOSCHI, 2008).

Entretanto, um método MC é qualificado pela impraticabilidade em se obter a solução exata do problema, mas o que se espera é uma boa estimativa do valor exato à medida que um número suficientemente grande de amostragens é processado. Este aspecto explica a relação do aumento do seu uso concomitantemente ao avanço tecnológico na área computacional (YORIYAZ, 2009).

3.5 MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO

Por medidas de Proteção Radiológica, é impraticável a utilização de um ser humano *in vivo* para experimentos que envolvam radiações ionizantes. Portanto, para dosimetria computacional são utilizados Modelos Computacionais de Exposição (MCEs), sucintamente definidos como simuladores antropomórficos (fantomas) acoplados a códigos de transporte de radiação e que utilizam algoritmos de fontes radioativas (VIEIRA, 2004; CABRAL, 2015). Diversos trabalhos utilizando MCEs para fins dosimétricos foram e continuam sendo desenvolvidos por pesquisadores do GPDC&SE, em parceria com o Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares (PROTEN) do DEN-UFPE / CRCN-NE/CNEN. Informações sobre esses trabalhos estão disponíveis em: <http://dosimetrianumerica.org/>.

3.5.1 Códigos Monte Carlo para uso em Dosimetria

Em um caso específico como a simulação do transporte da radiação e sua interação com a matéria, por exemplo, a ideia principal é desenvolver um modelo tão similar quanto possível ao sistema real de interesse (o corpo humano, por exemplo), e realizar simulações de interações por meio de amostragens de variáveis aleatórias. O conjunto de eventos que ocorre com uma determinada partícula, desde o momento em que ela é emitida pela fonte, até o momento em que ela é absorvida ou escapa do sistema, é denominado de história da partícula. Essas histórias são geradas por meio de amostragens das FDP. À medida que o número de histórias das partículas simuladas aumenta, as incertezas estatísticas das grandezas de interesse diminuem.

É fundamental o uso de um código MC bem referenciado, atualizado a cada nova versão e, portanto, confiável para utilização em pesquisa de dosimetria computacional. (CABRAL, 2015).

Dentre os pacotes de SMC utilizados em aplicações de Física Radiológica, pode-se destacar alguns como: MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*), GEANT4 (*GEometry ANd Tracking*), PENELOPE (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*) e EGSnrc (*Electron Gamma Shower*)

- ❖ MCNPX: O código Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX), desenvolvido no Laboratório Nacional de Los Alamos, escrito em Fortran 90, é um código de propósito geral que se baseia no método estatístico de Monte Carlo. Na versão 2.5C, podem ser modelados os transportes individuais de partículas para ampla faixa de energia: fótons (1 keV – 100 GeV), elétrons (1 keV – 1 GeV) e nêutrons (10-11 MeV e 20 MeV) (SILVA, 2019).
- ❖ GEANT4: O GEANT4 (GEometry ANd Tracking) é um pacote de software gratuito composto de ferramentas que podem ser usadas para simular com precisão a passagem de partículas através da matéria. O GEANT4 atua como um repositório que incorpora uma grande parte de tudo que é conhecido sobre interações de partículas. Sendo escrito em C++ e explorando técnicas avançadas de engenharia de software e tecnologia orientada a objetos (CERN, 2020).
- ❖ PENELOPE: O *Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons in matter* que, de início, simulava apenas o transporte de elétrons e pósitrons e, em versões posteriores, passou a simular o transporte de fótons. As energias usadas variam de 1 keV (1000 eV para elétrons e pósitrons) a 1 GeV (SALVAT et al., 2011).
- ❖ EGSnrc: O *Electron-Gamma* é uma versão ampliada e melhorada do pacote EGS4 (desenvolvido em conjunto pelo NRC e o Stanford Linear Accelerator Center na década de 1980) sendo um pacote para a simulação MC de transporte acoplado fóton-elétron na faixa de energia que varia de 1 keV até 10 GeV. EGSnrc é o membro mais moderno da família de códigos Electron-Gamma Shower (EGS), foi originalmente desenvolvido no *Stanford Linear Accelerator Center* e ainda está em constante desenvolvimento pelo *National Research Council of Canada* (NRC). A versão NRC, oferece maior exatidão e

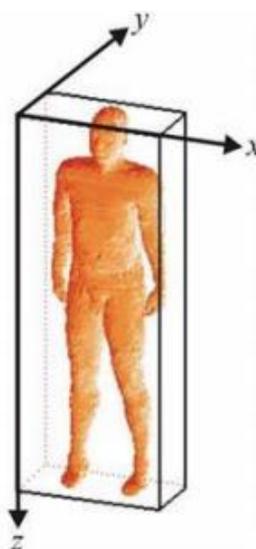
precisão na mecânica de transporte de partículas carregadas e nos dados de seção transversal de espalhamento atômico (KAWRAKOW *et al.*, 2017).

3.5.2 Algoritmos de fontes radioativas

Em um MCE, além da geometria a ser irradiada é necessário também que esteja bem definido o modo como a radiação vai incidir sobre o fantoma. Os MCE que utilizam o código MC EGSnrc são compostos por um algoritmo simulador da fonte radioativa capaz de gerar o estado inicial das partículas. Algumas das variáveis que compõem o estado inicial da fonte a ser implementado pelo algoritmo são: energia, posição inicial da partícula (x , y , z) e a direção inicial de voo ($\cos\alpha$, $\cos\beta$, $\cos\gamma$) (KAWRAKOW *et al.*, 2017; ANDRADE, 2018).

Em 2004, Vieira desenvolveu e validou o MCE composto pelo fantoma de voxels MAX e o código MC EGS4. Construiu o MAX, implementou treze algoritmos para fontes radioativas externas unidirecionais, divergentes e isotrópicas, e um para fonte interna. A Figura 18 mostra o MAX no sistema de coordenadas usado no MCE MAX/EGS4 e a Tabela 5 mostra os identificadores e os nomes destes algoritmos.

Figura 18 – Fantoma MAX usado no MCE MAX/EGS4.



Fonte: Vieira (2004).

Em 2006, Santos realizou modificações no MCE MAX/EGS4 para avaliar a dose absorvida em humanos expostos a fontes externas de radiação em situações acidentais. Para tanto, o MCE obtido foi utilizado para simular dois acidentes

radiológicos ocorridos em Yanango e Nesvizh. Os resultados mostraram que este MCE pode ser ajustado corretamente para condições de irradiações específicas, e doses absorvidas em tecidos e órgãos radiosensíveis resultantes de exposições acidentais podem ser determinadas com precisão suficiente (SANTOS, 2006).

Em 2007, Cassola utilizou os fantasmas MAX06 e FAX06 e os códigos MC GEANT4 e EGSnrc (Electron Gamma Shower desenvolvido pelo National Research Council do Canadá) (KAWRAKOW *et al.*, 2017) para avaliar as doses equivalentes em órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo humano. O algoritmo para a modelagem das fontes considerava o tipo da partícula primária, sua energia inicial, suas coordenadas cartesianas do ponto de origem e o vetor diretor (CASSOLA, 2007).

Tabela 5 – Fontes disponíveis no código EGSnrc.

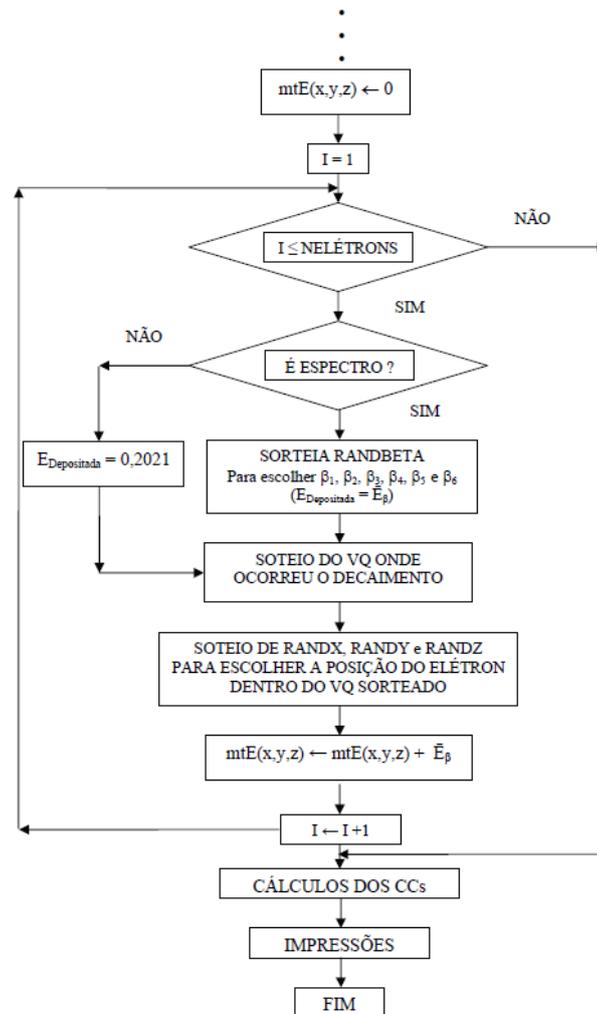
Identificador da fonte	Descrição da fonte
1	Paralela, AP (anterior-posterior)
2	Paralela, PA (posterior-anterior)
3	Paralela, LD (lateral direita)
4	Paralela, LE (lateral esquerda)
5	Paralela, Rotacional
6	Pontual, AP (anterior-posterior)
7	Pontual, PA (posterior-anterior)
8	Pontual, LD (lateral direita)
9	Pontual, LE (lateral esquerda)
10	Pontual, Rotacional
11	Isotrópica no Espaço (4π)
12	Isotrópica no Hemisfério Superior (2π)
13	Isotrópica num Plano Circular
14	Exposição Interna

Fonte: Adaptado de Vieira (2004).

Filho, 2007 desenvolveu um modelo computacional de exposição (MCE) para simular o transporte de radiação em pacientes submetidos à radioiodoterapia, utilizando o fantoma antropomórfico de voxels FAX e o código Monte Carlo EGS4. O modelo incluiu algoritmos específicos para representar fontes radioativas internas do ^{131}I , permitindo a simulação separada das emissões beta e gama. O espectro de decaimento do ^{131}I foi implementado com base nas probabilidades de emissão descritas na literatura, possibilitando a escolha entre uma abordagem monoenergética – que considerava apenas os componentes de maior probabilidade – ou uma

abordagem espectral, que englobava todas as transições possíveis. A distribuição espacial das fontes foi definida a partir de imagens de varredura de corpo inteiro e refinada por sorteios aleatórios, determinando a energia das partículas, a posição do decaimento e, no caso dos fótons, a direção de propagação. A interação da radiação com a matéria foi modelada pelo módulo SHOWER do EGS4, permitindo a avaliação da energia depositada nos tecidos do fantoma. O modelo desenvolvido foi comparado com o software MIRDOSE 3 e outras ferramentas similares, demonstrando a viabilidade da abordagem para a estimativa de doses equivalentes em órgãos e tecidos radiosensíveis. A Figura 19 apresenta o fluxograma da fonte interna para o decaimento β no modelo computacional FAX/EGS4.

Figura 19 – Fluxograma para o decaimento β do FAX/EGS4.



Fonte: Filho (2007).

Esse fluxograma ilustra a sequência de processos empregados na simulação do decaimento, incluindo a escolha da energia depositada e a determinação da posição do elétron dentro do volume voxelizado.

3.5.3 Fantomas

Fantomas são representações físicas ou virtuais, utilizadas para simulações de transporte da radiação ionizante na avaliação da dose absorvida por órgãos e tecidos radiosensíveis e também podem ser utilizados para controle de qualidade (incluindo qualidade de imagens). Um fantoma é denominado antropomórfico quando tem como objetivo representar o corpo humano. No entanto, a complexidade dessa representação evoluiu ao longo dos anos, buscando reproduzir a anatomia humana da forma mais fidedigna possível, levando em consideração a forma externa e a disposição dos órgãos internos. (VIEIRA, 2004; COSTA, 2011; OLIVEIRA *et al.*, 2012).

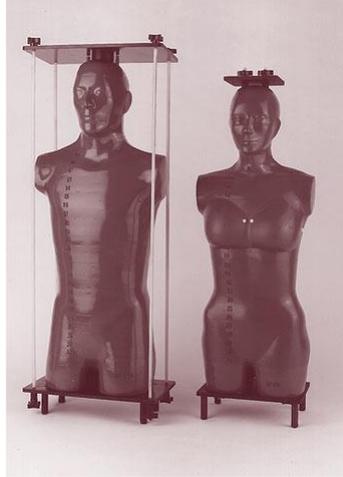
Segundo CABRAL, (2015) a compreensão das técnicas de modelagem de fantomas é importante porque cada uma delas foram predominantemente adotadas pela comunidade de pesquisa durante um período específico do desenvolvimento.

Um fantoma físico é feito de materiais equivalentes a tecidos humanos. Idealmente, os materiais tecido-equivalentes devem ter a mesma densidade e o mesmo coeficiente de atenuação (μ) dos tecidos humanos simulados (HINTENLANG *et al.*, 2010 apud OLIVEIRA, 2012). De modo similar aos MCEs, a configuração dos Modelos Físicos de Exposição (MFEs) requer um fantoma físico a ser irradiado por uma fonte radioativa e detectores distribuídos pelo volume de interesse (COUTO; FILHO; VIEIRA, 2012).

Os primeiros fantomas físicos foram desenvolvidos utilizando materiais e tipos variados de radiação. Alguns exemplos são: Fantomas homogêneos de água (SPIERS, 1956) e de cera (SPIERS; OVERTON, 1963) irradiados por feixes unidirecionais de radiação gama; modelos terapêuticos de exposição, onde fantomas físicos homogêneos eram irradiados com feixes paralelos de fótons (DELAFIELD, 1966). Dentre os fantomas físicos antropomórficos existentes o “Alderson Rando Phantom” (ou simplesmente Alderson Rando) é, provavelmente, o mais conhecido (Figura 20). Esse simulador físico é bastante aceito como uma boa opção para simulações do corpo humano. O Alderson Rando é constituído de um esqueleto

envolvido por um polímero cujas características químicas e físicas são equivalentes ao tecido mole (ALDERSON *et al.*, 1962; ANDRADE, 2018).

Figura 20 – Fantoma físico Alderson Rando.

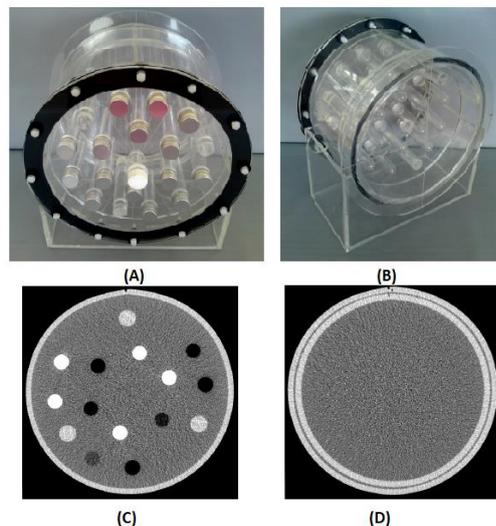


(a) Masculino lado esquerdo e (b) Feminino lado direito.

Fonte: Radiology Support Devices (2018).

Oliveira (2012) construiu o fantoma físico Hydra (Figura 21) para adquirir imagens de CT, convertê-las via software em C# e realizar simulações Monte Carlo no GEANT4. A abordagem possibilitou gerar curva de calibração e avaliar parâmetros de controle de qualidade, como ruído, resolução de baixo contraste e precisão dos números CT.

Figura 21 – Fantoma Físico e Imagens do Fantoma Hydra.



(A) Vista anterior; (B) Vista posterior; (C) Região de análise de números CT; (D) Região de análise de ruído e de resolução de baixo contraste.

Fonte: Oliveira (2012).

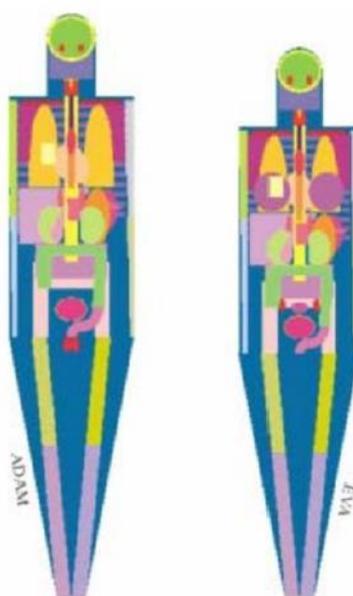
Os fantasmas computacionais existentes são categorizados em: fantasmas matemáticos (ou estilizados), fantasmas de Voxel (ou tomográficos) e fantasmas BREP.

3.5.3.1 *Fantomas Matemáticos*

Nesse tipo de fantoma, o tamanho, a forma do corpo e os seus órgãos e tecidos são descritos por expressões matemáticas representando combinações e interseções de planos, cilindros circulares e elípticos, esferas, cones e toros (VIEIRA, 2004). Estes tipos de fantasmas foram os primeiros a serem utilizados.

Os fantasmas ADAM e EVA, desenvolvidos por Kramer et al. (1982), representam adultos do sexo masculino e feminino, sendo amplamente utilizados para cálculos de dosimetria em exposições a fótons e elétrons, com base nas especificações da ICRP 23. A Figura 22 mostra vistas frontais destes fantasmas matemáticos.

Figura 22 – Vistas frontais dos fantasmas ADAM e EVA.



Fonte: Kramer et al., 2004B.

O uso de fantasmas matemáticos possibilita a realização de simulações MC com grande velocidade devido à sua simplicidade na representação, porém apresentam limitações quanto à geometria das formas do corpo inteiro e dos órgãos individuais. Para estimativas mais efetivas envolvendo fantasmas padrões masculinos e femininos,

bem como com órgãos/tecidos fetais inclusos, eram necessários modelos mais realistas em relação à anatomia humana (CABRAL, 2015)

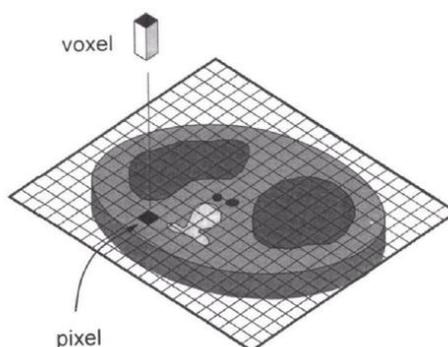
3.5.3.2 *Fantomas de Voxel*

A *International Commission on Radiological Protection*, na publicação ICRP 110 (2009), recomenda o uso de fantomas de voxel obtidos a partir de imagens de exames de CT ou MRI, por oferecerem maior realismo anatômico em comparação aos antigos fantomas matemáticos, resultando em simulações mais precisas, embora com maior tempo computacional (CABRAL, 2015). Mais recentemente, a ICRP 145 (2019) apresentou uma nova geração de fantomas de referência baseados em geometrias de malha poligonal (PM) ou tetraédrica (TM), os quais dispensam o processo de voxelização e podem ser implementados diretamente nos códigos Monte Carlo, preservando integralmente a fidelidade geométrica original dos modelos.

As imagens de CT e/ou MRI correspondem a uma seção transversal no paciente (2D), que representa uma fatia tridimensional (3D) deste. A matriz 2D de pixels (*picture elements*) nas imagens CT e MRI correspondem a um número igual de voxels no paciente. Os voxels têm uma dimensão a mais que os pixels que corresponde à espessura da fatia, como mostra a Figura 23; apesar disso, a área de uma seção transversal do voxel é igual à área do pixel (ANDRADE, 2018; BUSHBERG *et al.*, 2002).

Os modelos baseados em voxel foram introduzidos por Gibbs et al. em 1984 (COSTA, 2011). Em 1995, Dimbylow (DIMBYLOW, 1995) desenvolveu um fantoma de voxels de corpo inteiro, obtido através de MRI de um homem adulto e segmentado em 37 tipos diferentes de tecidos. Este fantoma foi nomeado NORMAN (NORmalized MAN) e as dimensões foram determinadas de modo que a altura (1,76 m) e a massa (73 kg) correspondessem aos valores do homem de referência da ICRP da época (ICRP 66, 1994).

Figura 23 – Relação entre pixel (2D) e voxel (3D).

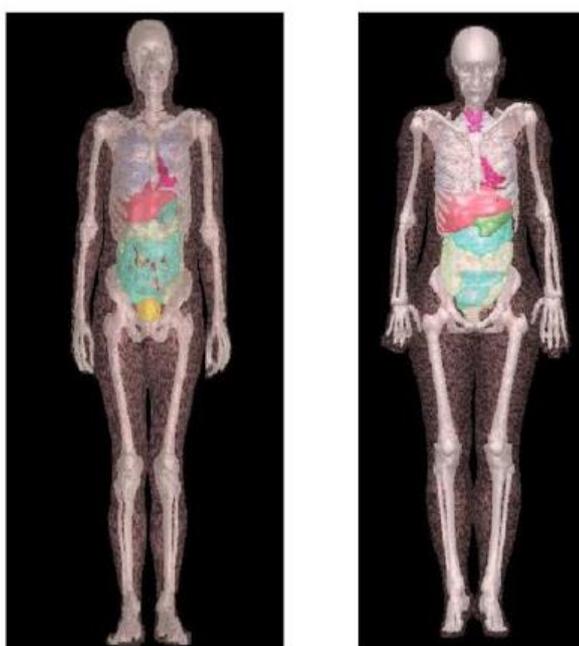


Fonte: Bushberg *et al.* (2002).

Em 2003 e 2004, Kramer e colaboradores (KRAMER *et al.*, 2003; 2004A) produziram dois fantasmas chamados MAX (Male Adult voXel) e FAX (Female Adult voXel) para calcular a dose equivalente em órgãos e tecidos para fins ocupacionais, médicos ou ambientais da proteção radiológica. Ambos os modelos tiveram as massas individuais dos órgãos ajustadas de acordo com a publicação 89 da ICRP (ICRP 89, 2002).

Em 2010, foram introduzidos dois modelos oficiais representando o homem e a mulher de referência da ICRP, “ICRP *Adult Male*” (ICRP-AM) and “ICRP *Adult Female*” (ICRP-AF) (Figura 24).

Figura 24 – ICRP-AM e ICRP-AF, representando o homem e a mulher de referência da ICRP.

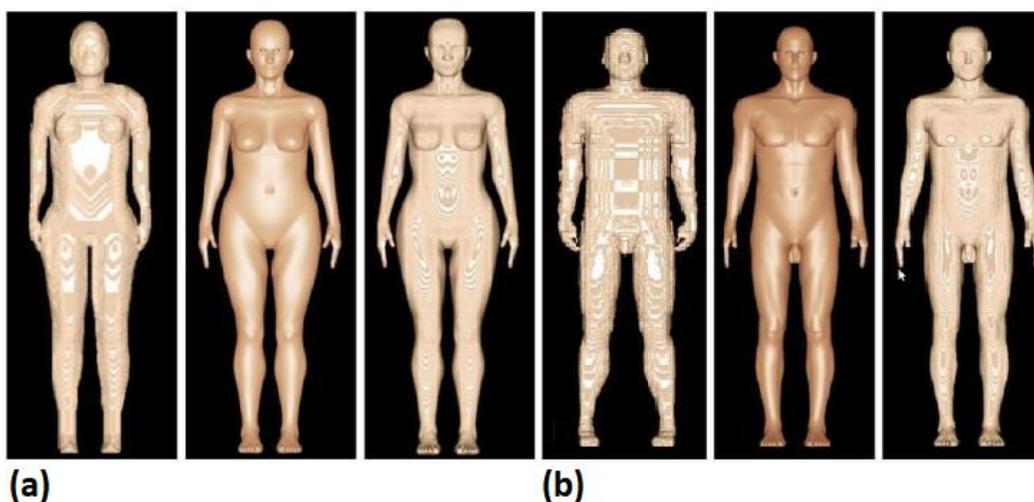


Fonte: ZANKL *et al.* (2010).

Cassola (2011) desenvolveu múltiplos fantasmas MASH e FASH utilizando malhas poligonais (mesh), que, à época do desenvolvimento, foram convertidas para o formato voxelizado para viabilizar simulações com o código Monte Carlo EGSnrc, uma vez que esse software originalmente não suportava diretamente superfícies poligonais. Atualmente, alguns programas de simulação já permitem o uso direto de malhas poligonais, mas a voxelização ainda é amplamente empregada por sua simplicidade e compatibilidade com diversos códigos.

As Figuras 25 apresentam as superfícies 3D dos fantasmas FAX06 e MAX06, nas versões mesh e voxelizadas, destacando as diferenças de modelagem. As versões mesh, FASH e MASH, ainda em formato poligonal, são comparadas com suas versões voxelizadas, que, apesar de perderem suavidade, mantêm as melhorias em estruturas mais detalhadas, como orelhas, nariz e lábios. A voxelização desses fantasmas foi realizada a partir da conversão das malhas poligonais para voxels, utilizando ferramentas como Blender para modelagem 3D e o programa ImageJ para gerar imagens tomográficas e convertê-las para o formato RAW, adequado para simulações. Embora a voxelização possa reduzir a suavidade das superfícies, ela contribui para uma modelagem mais precisa das estruturas menores, conforme observado por Cassola (2011), sendo essencial para a avaliação de doses de radiação em simulações computacionais.

Figura 25 – Visão frontal dos fantasmas femininos (a): FAX06, FASH e FASH versão voxelizada; e visão frontal dos fantasmas masculinos (b): MAX06, MASH e MASH versão voxelizada.



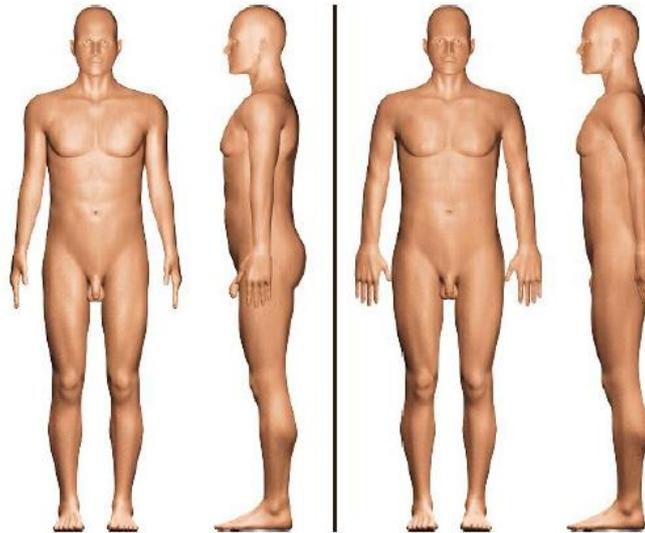
Fonte: Adaptado de Cassola (2011).

No trabalho de Cassola (2011), embora o foco seja em exames radiológicos externos, é destacada a importância da posição do paciente — seja em pé (ortostática) ou deitado (decúbito) — para a avaliação das doses absorvidas, principalmente nos exames de raios - X. A posição do corpo influencia a distribuição da radiação, o que pode alterar a intensidade e a distribuição da dose absorvida pelos órgãos. Por exemplo, a gravidade e o posicionamento dos órgãos, como exposto por Barbosa (2010), afetam a espessura do corpo e a redistribuição do tecido adiposo, alterando a dose absorvida.

Embora Cassola (2011) tenha discutido esses aspectos dentro do contexto radiológico externo, o impacto da posição do fantoma em Medicina Nuclear, apesar de não ser explicitamente abordado, também é crucial, visto que a distribuição de radiação no corpo humano depende da localização do órgão alvo e das estruturas adjacentes. A mudança de posição pode, portanto, alterar a maneira como a radiação é absorvida em exames como a cintilografia, que, apesar de não envolver radiação externa como os raios-X, também depende de como a radiação interage com o corpo, modificando a distribuição da dose entre órgãos.

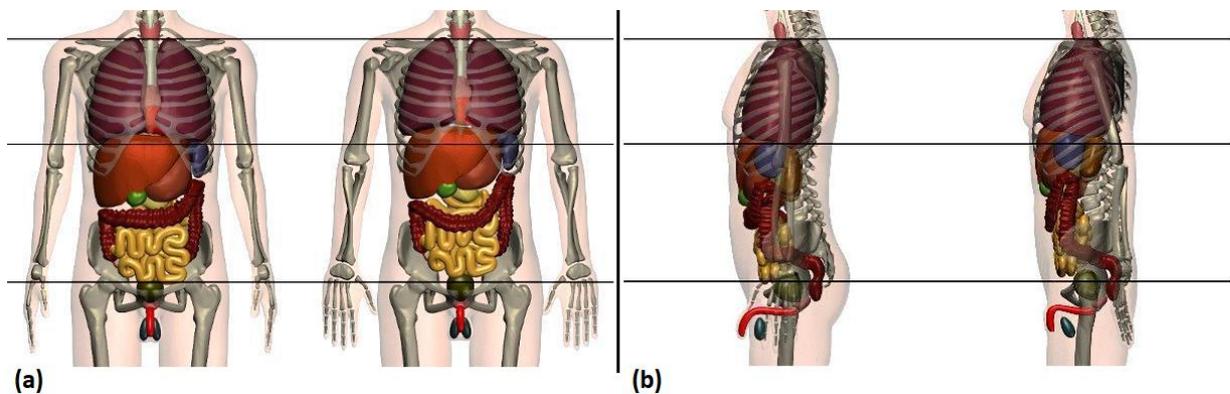
Externamente (Figura 26), observa-se a redistribuição do tecido adiposo pela ação da gravidade, levando ao aumento da largura e à redução da espessura do corpo, além de mudanças na posição dos braços e ombros; internamente (Figura 27), a gravidade causa deslocamentos nos órgãos, que foram ajustados para evitar sobreposições e manter uma posição natural. Apesar de algumas mudanças, como a redução do volume pulmonar em 8% na posição supina, a massa dos órgãos foi mantida constante por meio de ajustes na densidade.

Figura 26 – Fantomas masculinos MASH_sta (em pé) e MASH_sup (supino), respectivamente.



Fonte: Cassola (2011).

Figura 27 – MASH_sta e MASH_sup: posição dos órgãos, visão frontal (a) e lateral (b), respectivamente.



Fonte: Adaptado de Cassola (2011).

As Tabelas 6, 7 de Barbosa (2010) complementam essa análise ao apresentar detalhadamente as diferenças nas características dimensionais e os valores relativos à dose absorvida em fantomas nas posturas de decúbito dorsal (supina) e ortostática (em pé).

Tabela 6 – Características dimensionais do fantoma MASH nas posições: decúbito dorsal e ortostase.

Características dimensionais	Decúbito dorsal	Ortostase
Tipo de voxel	Cúbico (Isotrópico)	
Dimensões do voxel (XL x YL x ZL) em cm	0,12 x 0,12 x 0,12	
Pixels ao longo do eixo x (diâmetro latero-lateral)	526	478
Pixels ao longo do eixo y (diâmetro antero-posterior)	236	258
Número de fatias ao longo do eixo z	1462	1462

Fonte: Adaptado de Barbosa (2010).

Tabela 7 – Doses absorvidas por unidade de atividade acumulada nos fantasmas MASH em diferentes posturas.

Órgãos analisados	MASH_sup mGy/MBq.s	MASH_sta mGy/MBq.s	D_{rel} (%)
Próstata	1,65E-05	1,50E-05	10
Bexiga	7,99E-07	1,05E-06	24
Cólon	4,92E-09	5,05E-09	3
Testículos	2,14E-07	1,06E-07	103
Intestino Delgado	3,45E-09	6,07E-09	43
Reto	4,50E-07	4,85E-07	7
Uretra	2,07E-07	1,60E-07	29

Fonte: Adaptado de Barbosa (2010).

A Tabela 6 mostra as diferenças nas características dimensionais do fantoma MASH em duas posturas: em pé (ortostática) e deitada (decúbito dorsal). Ela destaca como a gravidade altera a espessura e largura do corpo, impactando a modelagem nas simulações de radiação.

Já para a Tabela 7, Barbosa (2010) apresenta os valores de dose absorvida por atividade acumulada (*mGy/MBq.s*) nas estruturas do fantoma MASH, em duas posturas anatômicas (ortostática e decúbito dorsal), considerando a distribuição discretizada da radiação. Essas variações foram calculadas com base na

determinação da diferença relativa (D_{rel}) em relação a um valor mais provável, refletindo a variação das doses para simulações de braquiterapia, especificamente no tratamento de câncer de próstata.

Essas informações reforçam a importância de considerar o posicionamento do paciente para a precisão das simulações dosimétricas, tanto em exposições externas, quanto em exposições internas a exemplo da Medicina Nuclear.

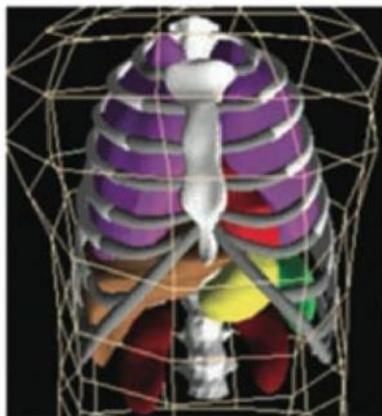
3.5.3.3 *Fantomas BREP*

Os fantomas BREP (Boundary Representation) são baseados em técnicas avançadas para manipulação de geometrias e podem ou não utilizar imagens médicas no desenvolvimento, além de incluir a modelagem de movimentos fisiológicos, como os cardíacos e respiratórios, permitindo a geração de fantomas antropomórficos em 4D. Estes fantomas são construídos utilizando métodos NURBS (Non-Uniform Rational Basis Spline) e/ou malhas poligonais (Polygonal Mesh ou Mesh) (ANDRADE, 2018; AMORIM, 2019). A modelagem NURBS, por ser computacionalmente mais eficiente, é frequentemente preferida para simulações de movimentos, embora possa perder detalhes em órgãos com geometrias complexas (XU; ECKERMAN, 2009).

Em BREP, o principal atrativo é a capacidade de modificar a geometria de acordo com os objetivos do estudo. Além de poderem ser baseados em fantomas de referência pré-existentes, esses modelos também permitem o uso de dados encontrados em fontes como atlas anatômicos e objetos 3D disponíveis comercialmente. (CARACAPPA et al., 2014; ANDRADE, 2014).

O precursor deste tipo de fantoma foi Seagars, que no início dos anos 2000 apresentou o primeiro fantoma dinâmico baseado em NURBS, denominado *NURBS-based Cardiac-Torso* (NCAT), conforme mostrado na Figura 28. A criação deste fantoma representou um grande avanço, pois, além de ser anatomicamente realista, foi desenvolvido para simular movimentos corporais intrínsecos, como os movimentos cardíaco e respiratório (SEGARS; TSUI, 2009; AMORIM, 2019).

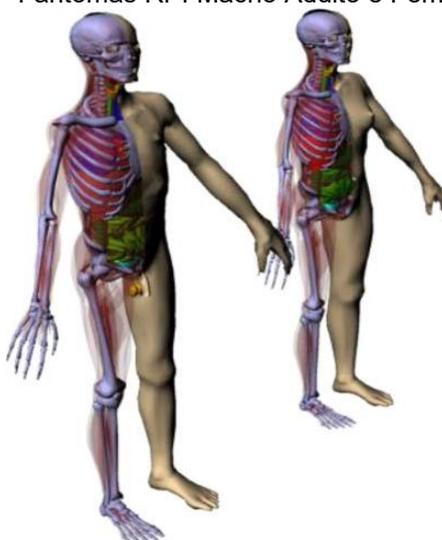
Figura 28 – Fantoma NCAT.



Fonte: Adaptado de Segars & Tsui (2009).

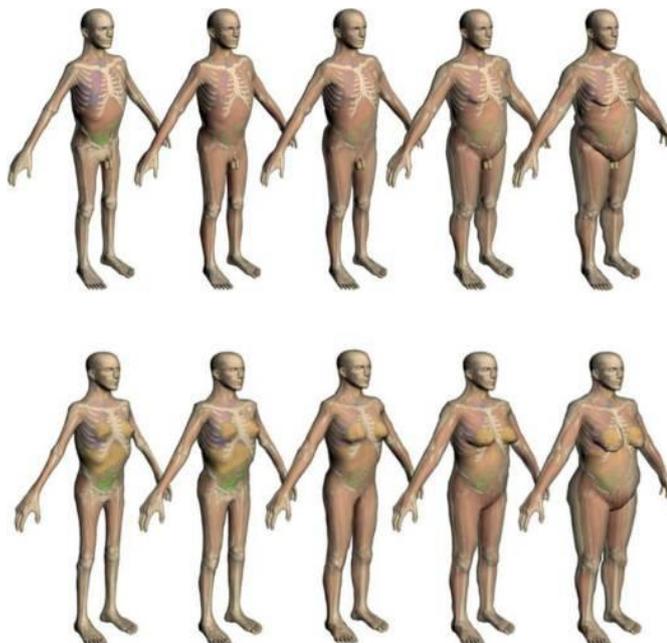
Em 2008, Zhang e colaboradores desenvolveram os fantasmas RPI Adult Male e Adult Female (RPI Macho Adulto e Fêmea Adulta, respectivamente), como mostrado na Figura 29. Esses fantasmas foram ajustados para corresponder aos valores de referência da ICRP 89, cobrindo mais de 70 órgãos e 45 ossos (incluindo osso cortical, esponjoso e cavidades), além de músculos. Em um trabalho subsequente, os fantasmas RPI Adulto Macho e Fêmea Adulta foram adaptados para representar diferentes percentis de peso (5°, 25°, 50°, 75° e 95°), conforme mostrado na Figura 30.

Figura 29 – Fantasmas RPI Macho Adulto e Fêmea Adulta.



Fonte: Xu (2014).

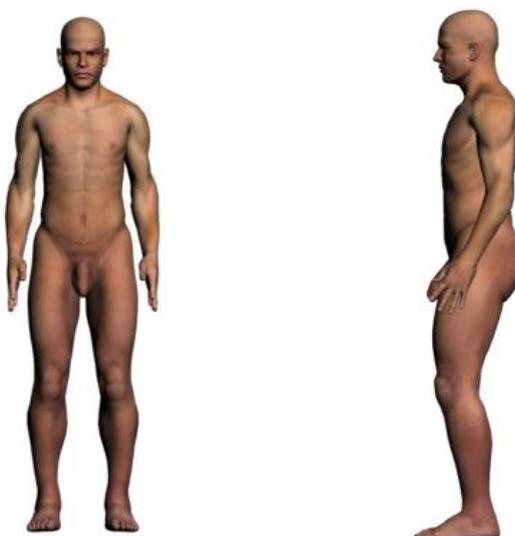
Figura 30 – Fantomas RPI Macho Adulto (topo) e da Fêmea Adulta (inferior) que representam a 5°, 25°, 50°, 75°, e 95° percentil de peso (da esquerda para a direita).



Fonte: Xu (2014).

No ano de 2018, foi desenvolvido um fantoma de malha poligonal masculino adulto contendo macro circulação e vasos linfáticos através de técnicas de modelagem 3D, chamado MARTIN (*Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom*), mostrado na Figura 31, sendo este criado por Andrade (ANDRADE, 2018).

Figura 31 – Imagens da vista anterior (à esquerda) e lateral (à direita) da pele do fantoma MARTIN.



Fonte: Andrade (2018).

Um exemplo para a utilização do fantoma MARTIN, foi o trabalho feito por Farias *et al.* (2020), que teve como objetivo adaptar a postura do fantoma para reproduzir de forma realista o momento em que um IOE faz a administração de RF via endovenosa em pacientes do Serviço de Medicina Nuclear (SMN). Também foram feitos vestimentas e Equipamentos de Proteção Individual (EPI) adaptados, que representa de forma semelhante o IOE no momento da injeção do Radiofármaco em um SMN, como pode ser visto na Figura 32.

Conforme mencionado por Farias (2023), a versão mais atualizada do MARTIN apresenta melhorias significativas no realismo anatômico, especialmente após a alteração de postura, que exigiu o reposicionamento de órgãos e tecidos, resultando em modificações profundas. No entanto, ainda é necessário adicionar ferramentas de modelagem paramétrica para a criação de uma versão supina do MARTIN.

Figura 32 – MARTIN após as modificações em projeção frontal e em perfil esquerdo.



Fonte: Farias *et al.* (2020).

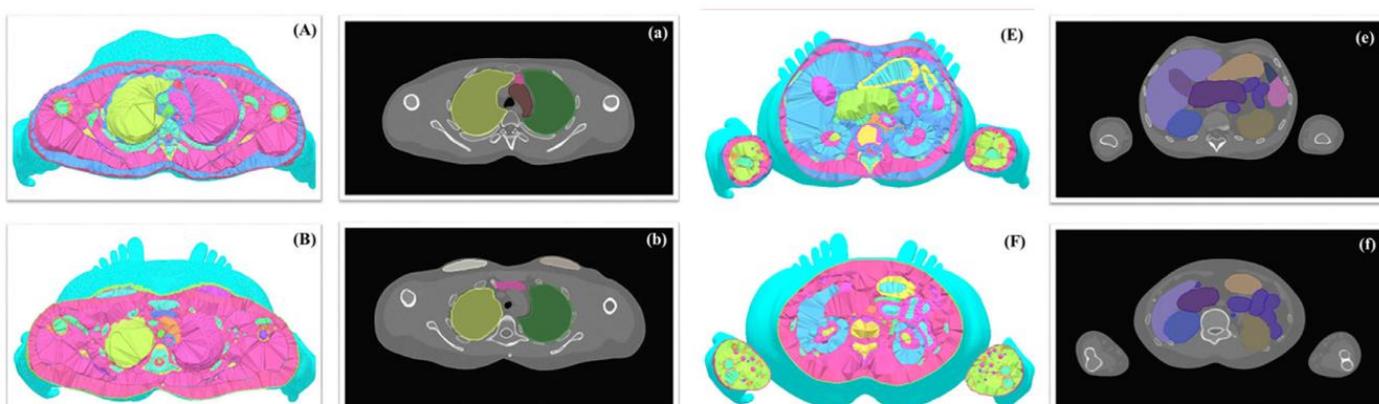
3.5.3.4 Fantomas de malha tetraédrica

Os fantomas de malha tetraédrica são modelos computacionais antropomórficos desenvolvidos para simulações dosimétricas mais precisas. Conforme descrito na Publicação 145 da ICRP, esses fantomas foram construídos a partir da conversão dos fantomas de voxels da ICRP 110 para um formato de malha de alta qualidade, incorporando todas as regiões de fonte e alvo necessárias para estimativas de dose eficaz. Essa conversão permite uma representação anatômica

mais detalhada, incluindo estruturas menores e camadas de tecido muito finas, como as encontradas nos tratos respiratório e alimentar, na pele e na bexiga urinária, por exemplo. Além disso, os fantasmas de malha tetraédrica demonstram flexibilidade ao serem adaptados para representar diferentes percentis de altura e peso corporal, bem como várias posturas, ampliando sua aplicabilidade em estudos de dosimetria (ICRP, 2020).

Lee et al. (2022) utilizaram o fantoma de malha tetraédrica para converter sua estrutura para o formato DICOM, tornando-o compatível com sistemas comerciais de planejamento radioterápico. O objetivo do estudo foi desenvolver a técnica TET2DICOM, que permite essa conversão e viabiliza o uso dos fantasmas TM na clínica. Durante o processo, os autores analisaram se havia distorção na forma dos órgãos e verificaram que a diferença volumétrica entre o fantoma original e o convertido foi menor que 0,1%. Os testes mostraram que o método funcionou bem, permitindo que os fantasmas fossem integrados nos softwares MIM, utilizado para revisar e verificar planos de tratamento, e RayStation, um sistema de planejamento de radioterapia que otimiza a distribuição de dose. Com isso, os autores destacaram que a técnica pode ser útil para diversas aplicações clínicas, incluindo a avaliação do risco de câncer secundário em radioterapia (Figura 33).

Figura 33 – Visão transversal dos fantasmas de malha tetraédrica e seus conjuntos de dados em formato DICOM: (A–a, E–e) fantoma computacional masculino de referência TM, (B–b, F–f) fantoma computacional feminino de referência TM.



Fonte: Adaptado de Lee et al. (2020).

Como pôde ser visto na imagem, a conversão dos fantasmas TM para o formato DICOM foi bem-sucedida, sem distorções geométricas. A imagem confirma que a técnica preservou a forma externa do corpo e a definição dos órgãos internos nas

imagens de tomografia computadorizada (CT), garantindo a fidelidade do modelo no planejamento radioterápico.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O projeto iniciou com a obtenção de imagens de Medicina Nuclear, aprovadas pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Pernambuco (CEP da UFPE). As imagens foram processadas, com segmentação anatômica, ajustes de contraste e exportação para formatos compatíveis com o software de simulação MonteCarlo. Em seguida, foi realizada a criação do catálogo das fontes. Por fim, foi desenvolvido o algoritmo da fonte, que modela a emissão de radiação nas simulações Monte Carlo, integrado ao código EGSnrc.

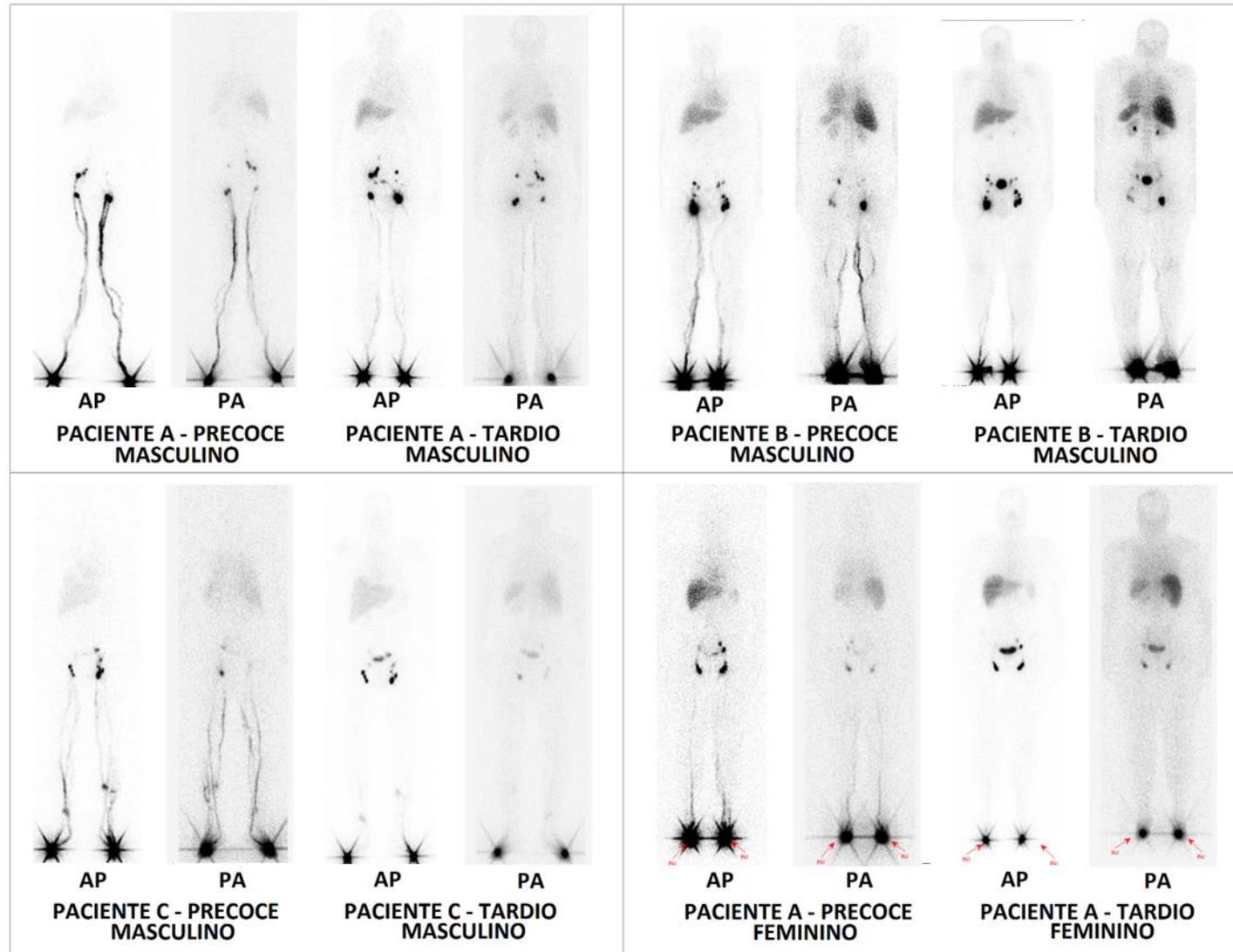
A realização deste estudo foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Pernambuco (CAAE: 80579824.3.0000.5208, Parecer número: 6.954.967), respeitando todas as diretrizes éticas aplicáveis e assegurando o sigilo e a privacidade dos dados dos pacientes.

4.1. OBTENÇÃO DE IMAGENS DE MEDICINA NUCLEAR

A primeira etapa deste trabalho consistiu na utilização de imagens de Medicina Nuclear, mais especificamente exames de Linfocintilografia de MMII, provenientes de três pacientes adultos do sexo masculino e uma do sexo feminino. As imagens foram obtidas em uma clínica de Medicina Nuclear em Recife-PE e consistiram em varreduras de corpo inteiro, tanto em projeção anteroposterior (AP) quanto posteroanterior (PA). As imagens foram adquiridas nas fases precoce (logo após a injeção do radiofármaco) e tardia (uma hora após a injeção), conforme Figura 34.

As diferenças anatômicas entre os pacientes podem ser observadas na distribuição do radiofármaco pelo sistema linfático, especialmente nos linfonodos e fígado. A variação na acumulação do radiofármaco dos MMII, com destaque para a captação nos linfonodos inguinais e abdominais, além do fígado, órgão responsável pela filtração e metabolização. De forma pontual, observam-se focos de captação na região vesical em algumas imagens, o que pode estar relacionado ao metabolismo e excreção natural do radiofármaco.

Figura 34 – Imagens AP e PA dos pacientes de linfocintilografia nas fases precoce e tardia para ambos os sexos.



Fonte: O autor.

Nas imagens de linfocintilografia, é comum que operadores ou médicos adicionem marcações, como setas e legendas, para destacar características relevantes da aquisição. Essas anotações auxiliam na interpretação dos exames, indicando, por exemplo, o local da injeção do radiofármaco, regiões de interesse anatômico ou áreas de maior captação. No caso das imagens femininas apresentadas, a marcação “inj.” com uma seta vermelha aponta o ponto de administração do radiofármaco, evidenciando a localização inicial da dispersão no sistema linfático. Mais à frente, na metodologia, será detalhado o processo de neutralização dessas marcações, demonstrando que elas não interferem na contagem e análise das regiões de captação de atividade radioativa.

Também é possível observar, em todas as imagens, um padrão de captação mais intenso com formato estrelado na região dos pés, característico do local de injeção do radiofármaco, o que é compatível com o extravasamento fisiológico inicial no ponto de administração.

4.2. PROCESSAMENTO DAS IMAGENS DIGITAIS DE LINFOCINTILOGRAFIA

A parte computacional foi desenvolvida no Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN) do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco (IFPE), Campus Recife, utilizando computadores com processador Intel Core i7 X990 @3,47GHz, 24 GB de memória RAM e sistema operacional Windows 7 Ultimate de 64 bits. O fantoma antropomórfico MASH_sup (Male Adult meSH em posição supina) e FASH_sup (Female Adult meSH em posição supina), ambos no formato .sgi, foram utilizados para simular as condições anatômicas necessárias ao estudo.

O processamento das imagens e as análises dos dados foram realizados com os softwares DIP (Digital Image Processing), desenvolvido pelo GPDC&SE (VIEIRA; LIMA, 2009), e MonteCarlo, cujas implementações iniciais foram descritas por Vieira (2001) e posteriormente organizadas em uma versão consolidada em 2012 (VIEIRA et al., 2012A, 2012B, 2012C) e detalhadas na tese de Vieira (2017).

O software MonteCarlo foi utilizado para criar os arquivos MSUPLC_Fonte.txt e FSUPLC_Fonte.txt, contendo os parâmetros (Fatia, ÁreaXY, FDA) dos fantasmas MASH_sup e FASH_sup. Além disso, o software ImageJ (Fiji) foi empregado para análise de dados das imagens, e o Microsoft Paint™ foi utilizado para ajustes visuais,

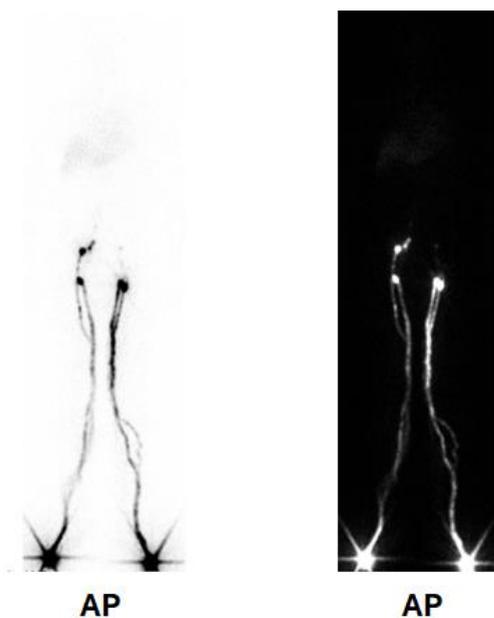
incluindo a modificação de cores, como a troca de tons de preto para branco, facilitando a visualização das áreas de interesse.

4.2.1. Ajuste visual com software Microsoft Paint™

O primeiro passo no processamento das imagens envolveu o uso do software Microsoft Paint™, que foi empregado para realizar ajustes iniciais nas imagens médicas. Foi utilizada a ferramenta "Inverter Cor" para ajustar o contraste das imagens, o que permitiu uma visualização mais nítida e precisa das áreas de interesse.

Esse processo foi realizado para garantir que as imagens ficassem com a visualização adequada e consistente para o próximo processamento. A padronização visual foi particularmente importante para manter a uniformidade nas imagens de todos os pacientes, incluindo os três pacientes masculinos (A, B e C) e do paciente feminino (A), assegurando a qualidade dos dados para os passos subsequentes. A Figura 35 ilustra o resultado para o paciente A masculino, representando a visualização final antes dos passos subsequentes do processamento.

Figura 35 – Inversão de cores – Paciente Masculino (A): antero-posterior, exame precoce.



Fonte: O autor.

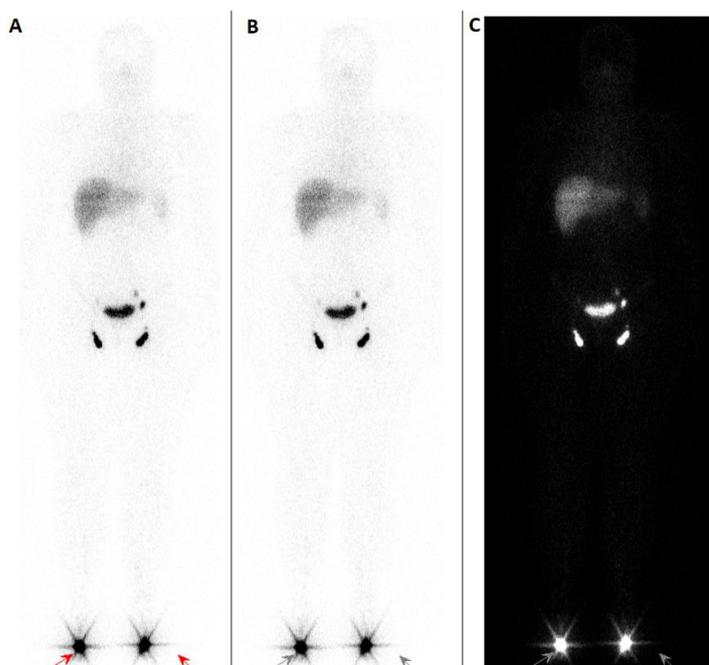
4.2.2. Processamento com o software DIP

O segundo passo envolveu o uso do software DIP. As imagens, que agora tinham o fundo ajustado, foram trabalhadas em várias etapas para garantir que suas dimensões e alinhamento correspondessem às do fantoma antropomórfico MASH_sup e FASH_sup. A seguir, detalha-se o processo:

1 – Neutralização da anotação gráfica “inj.” (imagens femininas):

Como já explicado anteriormente, a imagem linfocintilográfica feminina apresentava uma anotação gráfica vermelha com o texto “inj.”. Para garantir sua neutralização, foi aplicado um processamento no software DIP, no qual a imagem colorida foi convertida para escala de cinza por meio da média aritmética dos canais RGB, ou seja, $(R + G + B)/3$. Esse procedimento transformou a cor vermelha da anotação em um tom cinza semelhante ao fundo da imagem, impedindo que fosse interpretada como uma região de atividade durante as etapas de multiplicação (Figura 36).

Figura 36 – Comparação da imagem da Paciente Feminina anteroposterior tardia.



(A) original, (B) com conversão RGB no DIP e (C) com inversão de cores do Paint.

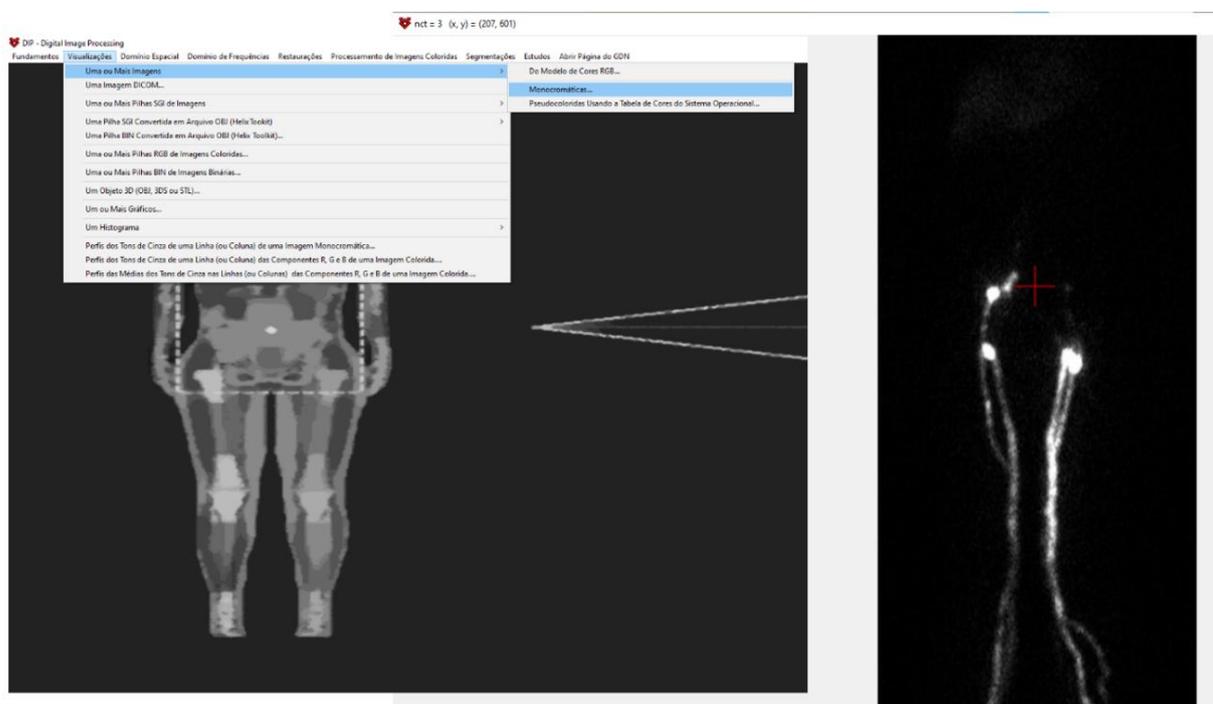
Fonte: O autor.

Esse tratamento foi realizado exclusivamente para a imagem feminina. Após a conversão, a imagem seguiu normalmente no fluxo metodológico: foi inserida no software Paint e, a partir daí, passou pelas mesmas etapas aplicadas às demais imagens, sem qualquer distinção no restante do processo.

2 – Ajuste de Dimensões (Altura Y e Base X):

O primeiro ajuste feito nas imagens foi na altura (eixo Y), sem deformar a relação de aspecto. A largura (base, eixo X) foi ajustada posteriormente com a adição e corte de moldura nas bordas, para que o centro das imagens dos pacientes coincidissem com o centro anatômico do fantoma. Este ajuste foi feito tanto para as varreduras AP (anteroposterior) quanto PA (posteroanterior), e diferiu para cada um dos três pacientes masculinos (A, B e C) e do paciente feminino, devido às diferenças anatômicas individuais. As fases Precoce (logo após a injeção do radiofármaco) e Tardia (1 hora depois) também exigiram ajustes específicos para cada imagem (Figura 37).

Figura 37 – Uso do software DIP – Centralização da imagem.



Fonte: O autor.

3 – Ajuste do Fantoma MASH_sup e FASH_sup:

Após os ajustes das imagens dos pacientes, foram realizados ajustes nos fantasmas. Esse processo envolveu a troca dos IDs dos tecidos dos fantasmas, preservando apenas os IDs referentes aos linfonodos e ao fígado, que eram os órgãos de interesse nas imagens dos pacientes (Figura 38). A escolha por esses dois órgãos como fontes deve-se à sua intensa captação observada nas imagens de linfocintilografia, sendo os principais alvos do radiofármaco. Apesar de outras regiões, como a vesical, também apresentarem captação em alguns casos, optou-se por não as incluir nesta etapa, a fim de manter uma padronização metodológica entre os pacientes. Vale ressaltar que os fantasmas MASH_sup e FASH_sup apresentam uma restrição anatômica, não incluindo a representação dos vasos linfáticos, uma limitação que será melhor detalhada na seção 6. Para isso, utilizou-se uma lista pré-definida de IDs, já estabelecida pelo GPDC&SE para o fantoma masculino e feminino (Tabela 8). A Tabela 8 apresenta um resumo de alguns dos IDs encontrados nos fantasmas MASH e FASH.

Figura 38 – Comparação do fantoma MASH_sup.

 MASH_SUP_526_236_1462.sgi - (Colunas, Linhas, Fatias) = (526, 236, 1462) - 487ª fatia de 1462



(a) todos os órgãos; (b) apenas com os IDs de Fígado e Linfonodos para mesma fatia – visualização software DIP.

Fonte: O autor.

Tabela 8 – Lista de alguns IDs nos fantasmas MASH e FASH.

Fantoma MASH		Fantoma FASH	
ID	Nome	ID	Nome
0	Vácuo	0	Vácuo
1	Pele	1	Pele
2	Gordura	2	Gordura
4	Olhos	4	Olhos
5	Lentes dos olhos	5	Lentes Dos Olhos
6	Músculo	6	Músculos
13	Fígado	13	Fígado
39	Próstata	39	Útero
40	Testículos	41	Linfonodos
41	Linfonodos	42	Tecido Mole
184	Fêmur esquerdo - Tecido Esponjoso Inferior	184	Fêmur Esquerdo - Tecido Esponjoso Inferior
186	Fêmur direito - Tecido Esponjoso Inferior	186	Fêmur Direito - Tecido Esponjoso Inferior
200	Ar interno	200	Ar Interno

Fonte: O autor.

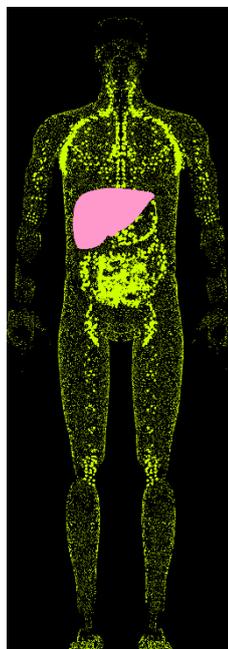
Como existem centenas de IDs distintos, a tabela inclui apenas uma seleção representativa desses valores. Vale destacar que alguns dos IDs são repetidos, pois correspondem a órgãos compartilhados entre diferentes estruturas anatômicas, enquanto outros são distintos, refletindo variações na anatomia entre os fantasmas. Também é possível observar que alguns IDs são atribuídos ao vácuo e ao ar interno, como parte da modelagem dos espaços anatômicos onde não há tecidos sólidos. A presença desses elementos como IDs ocorre devido à necessidade de simular com precisão a distribuição de radiação nas regiões de ar, que afetam de maneira diferente as doses em comparação aos tecidos densos.

4 – Criação de projeção frontal dos fantasmas:

Em seguida, foi gerada uma projeção frontal em formato .png, representando o fantoma, incluindo linfonodos e fígado, a partir de um corte coronal. Essa imagem

(Figura 39) foi usada como uma 'base anatômica' para sobrepor as imagens dos pacientes por meio de operações de multiplicação, explicada adiante.

Figura 39 – Projeção frontal do fantoma.



Fonte: O autor.

Para os casos em que as imagens dos pacientes estavam em posteroanterior (PA), foi necessário girar os fantasmas em 180° em torno do eixo Z, utilizando o software DIP, de modo que fosse compatível a orientação anatômica entre os fantasmas e as imagens PA.

5 – Troca de valores de intensidade (IDs) da projeção frontal:

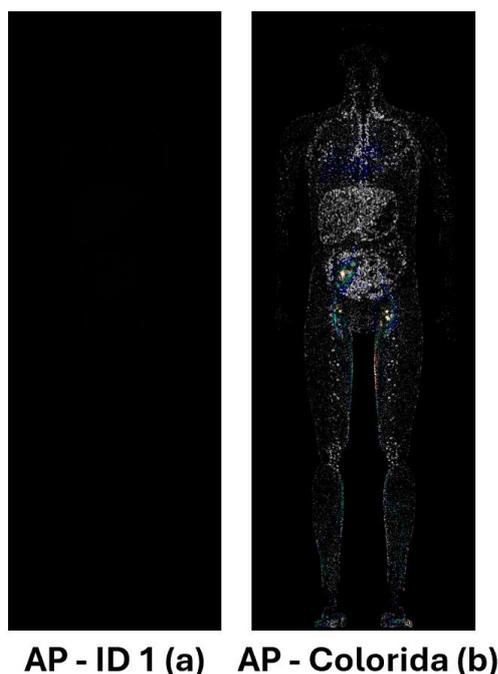
Objetivando preparar a imagem do fantoma para integração com as imagens dos pacientes, foi criada uma máscara lógica binária utilizando a ferramenta de troca de IDs no software DIP. Inicialmente, a projeção frontal do fantoma, obtida a partir do corte coronal, era colorida e apresentava diferentes intensidades associadas às estruturas anatômicas representadas pelos IDs originais (Fígado: 13; Linfonodos: 41 na Tabela 8).

Neste passo, os pixels com IDs 13 e 41 foram mantidos como valor lógico "verdadeiro" (1), enquanto os demais foram convertidos para "falso" (0), resultando em uma máscara 2D binária — denominada "Máscara 2D do Fantoma". A imagem

resultante se apresenta escurecida, como mostrada na Figura 40 (a), pois os valores de intensidade foram uniformizados para 1 nos pixels de interesse e 0 no fundo.

Essa uniformização é essencial para o processamento subsequente, no qual a imagem do paciente será multiplicada por essa máscara. A Figura 40 (b) mostra a mesma imagem de forma didática com a aplicação de uma paleta de cores para facilitar a visualização das regiões marcadas com valor 1.

Figura 40 – Comparação de Visualizações: Preto e Colorido.



Fonte: O autor.

6 – Multiplicação das imagens:

Após a preparação da projeção frontal dos fantasmas (MASH_sup e FASH_sup) e das imagens dos pacientes obtidas por linfocintilografia (LC), foi realizada a multiplicação pixel a pixel entre essas duas imagens, utilizando a ferramenta de operações aritméticas do software DIP. Antes da multiplicação, ambas foram devidamente ajustadas em termos de dimensão e alinhamento.

Nesse processo, a imagem do paciente representa a distribuição real da atividade radioativa, com intensidades de pixel que refletem a captação do radiofármaco em diferentes regiões anatômicas. A imagem do fantoma, por sua vez, foi transformada em uma máscara binária, contendo apenas os linfonodos e o fígado como regiões válidas (valor 1), com os demais pixels definidos como 0.

A multiplicação dessas duas imagens resultou em uma imagem híbrida (Figura 41), na qual apenas as áreas com valor 1 na máscara mantêm as intensidades da imagem do paciente. Dessa forma, os detalhes clínicos do exame são preservados exclusivamente nas estruturas de interesse anatômico, como os linfonodos e o fígado, conforme definidos nos modelos voxelizados. Essa imagem híbrida servirá como base para as simulações computacionais subsequentes.

Figura 41 – Exemplo da imagem da multiplicação: MASH_sup x LC.



PA

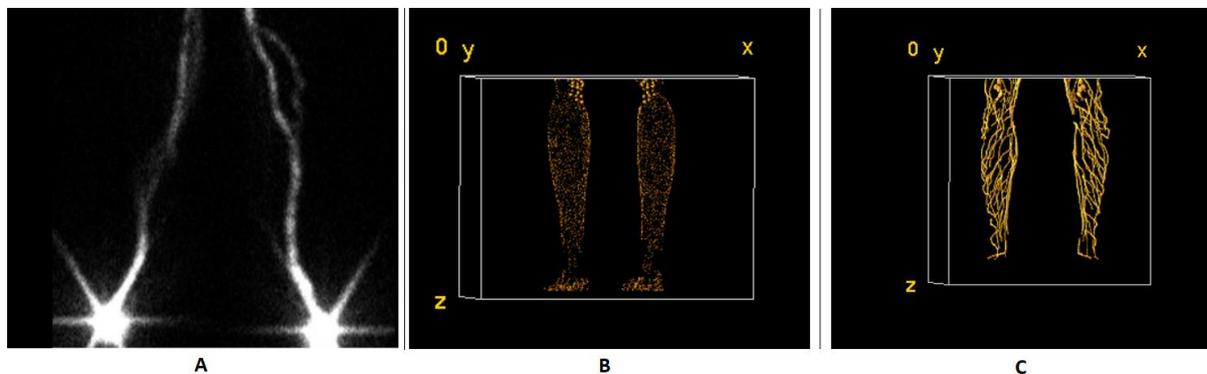
Fonte: O autor.

Um ponto de atenção importante, que influencia diretamente o aspecto final das imagens resultantes da multiplicação nos MMII, é a representação anatômica presente no modelo de fantoma utilizado. Conforme ilustrado na Figura 42, foi realizada uma comparação entre três imagens recortadas da região dos joelhos aos pés, com o objetivo de visualizar o comportamento da contagem nessa área.

A primeira imagem (A) apresenta uma linfocintilografia masculina recortada, utilizada aqui apenas com fins ilustrativos — também válida para o caso feminino. Nela, observa-se uma alta intensidade de sinal no local da injeção (pé), o que poderia, em um primeiro momento, sugerir uma possível contribuição significativa para os resultados. No entanto, tanto o ponto de injeção quanto os vasos linfáticos que percorrem os MMII não estão representados anatomicamente no fantoma voxelizado

utilizado, o que limita a presença de atividade nessas regiões após a multiplicação com a máscara binária.

Figura 42 – Representação dos MMII em linfocintilografia e fantasmas.



Fonte: O autor.

As duas imagens seguintes (B e C) são projeções tridimensionais geradas a partir dos modelos de fantasmas MASH_sup e MARTIN, respectivamente, utilizando a ferramenta *Volume Viewer* do software ImageJ (Fiji). Essas visualizações foram incluídas para destacar a diferença estrutural entre os modelos: enquanto o MASH_sup contempla apenas linfonodos localizados nos MMII, o modelo MARTIN apresenta, além dos linfonodos, os vasos linfáticos da região. Caso este último fosse empregado nas simulações, haveria maior probabilidade de aparecimento de trajetos mais acesos ou contínuos ao longo das pernas, o que não ocorre com o modelo atualmente utilizado.

Essa limitação estrutural do MASH_sup, visível na própria projeção frontal e refletida na máscara binária, explica por que certas regiões, mesmo apresentando brilho marcante na imagem original do paciente, como o trajeto linfático nas pernas e o próprio ponto de injeção, não se manifestam com a mesma intensidade nas imagens multiplicadas. A diferença entre os modelos de fantasmas, portanto, impacta diretamente a forma como a atividade radioativa será representada nos mapas de dose simulados e destaca a importância de futuros aprimoramentos na inclusão de estruturas como os vasos linfáticos.

Por fim, vale lembrar que, na imagem feminina mostrada anteriormente (Figura 36), tinha uma seta em tom de cinza marcando o local de aplicação do radiofármaco. Considerando que essa região não possui representação anatômica relevante no fantoma utilizado, a atividade nela presente não influencia significativamente o resultado da multiplicação.

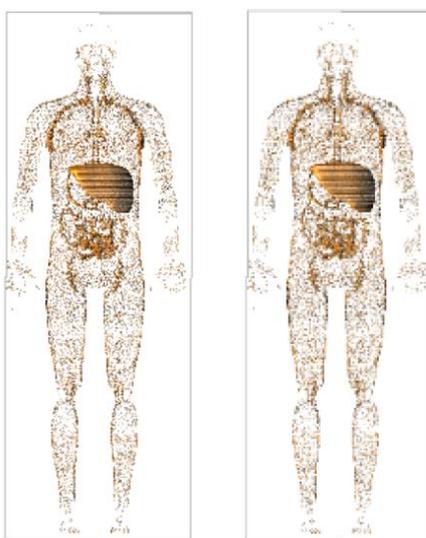
7 – Soma das Imagens AP e PA e Geração dos Arquivos .sgi:

O último passo realizado no software DIP consistiu na soma das imagens AP e PA de cada paciente com os fantasmas MASH_sup e FASH_sup, gerando arquivos .sgi individuais para cada paciente nas fases precoce e tardia. A soma das imagens foi feita para combinar a contribuição das duas projeções, garantindo que toda a radiação seja considerada de forma integral no processo de simulação.

Essa soma foi realizada de forma a quantificar a importância de cada linha na imagem 2D, com o peso da linha na imagem 2D correspondendo ao peso da fatia na imagem 3D. O resultado final da soma foi transformado em tons de cinza, variando entre 0 e 255, representando as diferentes intensidades.

A nomenclatura do arquivo de saída segue o padrão 'MSUPLC_TC99M_X_X', onde "M" representa o fantoma MASH_sup, "LC" refere-se ao exame de Linfocintilografia, e "X" indica o paciente (A, B ou C) e o tipo de exame (Precoce ou Tardio). Na Figura 43, as imagens da fase Precoce (esquerda) e Tardia (direita) podem ser observadas. Para o fantoma FASH_sup, o processo foi repetido, e a nomenclatura do arquivo gerado seguiu o formato 'FSUPLC_TC99M_X_X', com a alteração de "F" para indicar o tipo de fantoma utilizado. Na sequência, a Tabela 9 apresenta de forma organizada todas as etapas realizadas no software DIP, desde a preparação das imagens até a geração dos arquivos finais, que serão utilizados como entrada nas simulações por Monte Carlo.

Figura 43 – MSUPLC_TC99M_A_PRECOCE (esquerda) e MSUPLC_TC99M_A_TARDIA (direita).



Visualização pelo software ImageJ (Fiji).

Fonte: O autor.

Tabela 9 – Etapas dos Processamentos no Software DIP.

Passos	Descrição	Caminho
1	Conversão de imagem colorida em monocromática	Conversões → Imagens 2D → Uma imagem Colorida em Monocromática → Usando a Média Aritmética (R + G + B)/ 3...
2	Igualar altura da imagem com o do fantoma (Y)	Fundamentos → Mantendo o Id do Pixel (voxel de entrada) → De uma Imagem sem Deformação com Base na Altura (Y)...
2	Encontrar o centro anatômico da imagem de acordo com sua largura (X)	Visualizações → Uma ou Mais Imagens → Monocromáticas...
2	Adição de Moldura	Fundamentos → Adicionar uma Moldura (com Largura e Altura Maiores ou Iguais às da Imagem) a uma Imagem...
2	Encontrar novo centro anatômico da imagem	Visualizações → Uma ou Mais Imagens → Monocromáticas...
2	Redução da largura, alinhando o centro da imagem com o centro do fantoma	Visualizações → Cortes → Área de uma Imagem → Digitando a localização e as dimensões...
3	Troca dos IDs dos tecidos, mantendo linfonodos e fígado, e substituindo os outros por ID = 0	Fundamentos → Trocas → Em uma Pilha SGI de Imagens → Trocar → Troca Todos os Ids por um Id novo Exceto uma Lista de Ids Fornecidos...
4	Projeção frontal do fantoma com linfonodos e fígado, usando ID = 0 como fundo, salva em formato .png	Fundamentos → Projeções e Seções → Projeção Frontal → Usando id = 0 como Fundo...
4	Ajuste de orientação do fantoma por rotação 180° no eixo Z para correspondência com imagens PA.	Fundamentos → Rotações → Ortogonais de uma Pilha SGI...
5	Conversão de todos os tons de cinza na projeção frontal do fantoma para um único identificador (ID = 1), resultando em imagem uniformizada em tom cinza escuro.	Fundamentos → Trocas → Em uma Imagem → Trocar → Um Intervalo de Ids por um Único Id...
6	Multiplicação da imagem do fantoma com a imagem de LC	Domínio Especial → Operações Aritméticas → Multiplicação Pixel a Pixel (Voxel a Voxel) → Duas Imagens...
7	Soma das imagens AP e PA, criando arquivos .sgi	Estudos → Medicina → Linfocintilografia → Abrir as Imagens AP e PA, Somar os TCs por Linha, e Salvar um SGI com Fonte Especificada...

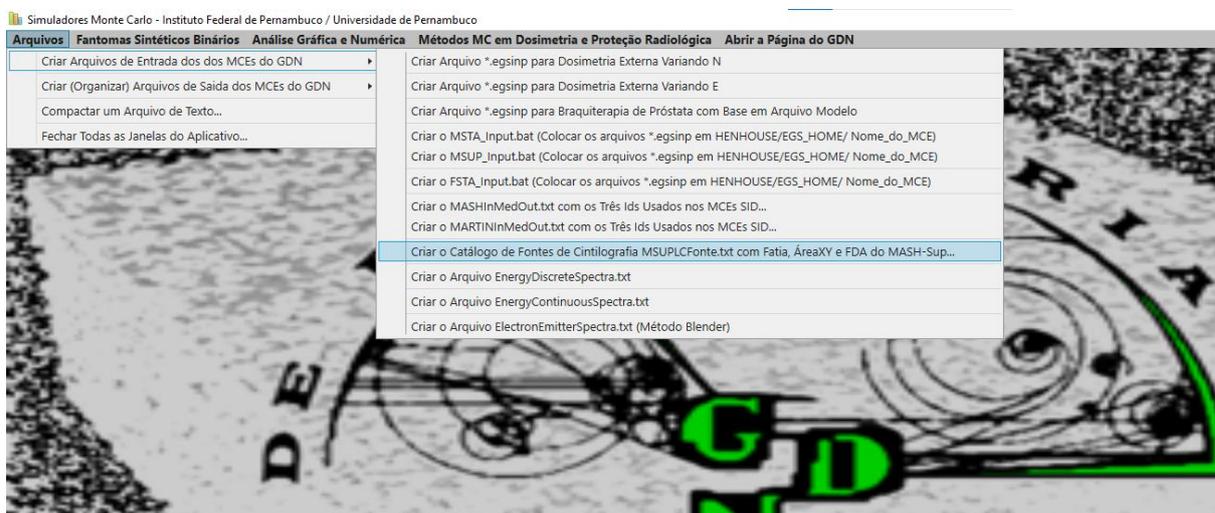
Fonte: O autor

4.3. CRIAÇÃO DO CATÁLOGO DE FONTES

Por fim, o software MonteCarlo, também desenvolvido pelo GPDC&SE, foi utilizado para converter os arquivos finais em formato .sgi dos fantasmas MSUPLC e FSUPLC gerados no DIP em arquivos de texto, gerando dois catálogos de fontes separados, denominados de MSUPLC_TC99m.txt e FSUPLC_TC99m.txt, seguindo a lógica de nomenclatura que demonstra o tipo de fantoma e a fonte utilizada, no caso o ^{99m}Tc , ilustrado o passo na Figura 44.

Esses arquivos contêm linhas com as informações de: número da fatia, a área da fatia onde estão contidos os pontos de fonte (xmin, xmax, ymin, ymax) e o valor da FDA (Função de Distribuição Acumulada) associado a cada fatia. Essas informações detalhadas permitem a modificação da fonte interna padrão dos Modelos Computacionais de Exposição (MCE) para as simulações dos exames de Linfocintilografia.

Figura 44 – Criação do catálogo de fonte MSUPLC_TC99m.txt no software MonteCarlo para uso em simulações EGSnrc.



Fonte: O autor.

Para que os arquivos no formato .sgi pudessem ser utilizados como fontes nos Modelos Computacionais de Exposição (MCE), o software MonteCarlo foi empregado na conversão dessas imagens tridimensionais em arquivos de texto estruturados, contendo informações organizadas por fatia axial. Os arquivos .sgi correspondem a fantasmas-fontes 3D, nos quais cada voxel possui um valor inteiro proporcional à intensidade de emissão da fonte radioativa em determinada região. Nessas imagens,

os voxels com valor igual a zero representam a ausência de emissão, enquanto os valores diferentes de zero indicam a presença de atividade radioativa, com magnitude proporcional.

Durante a conversão, o MonteCarlo processa cada fatia axial individualmente, realizando a contagem do número de voxels com valores diferentes de zero. Em seguida, essa contagem é normalizada pela soma total de voxels ativos de todas as fatias, resultando na Função de Densidade de Probabilidade (FDP). A FDP expressa, portanto, a probabilidade relativa de seleção de cada fatia como local de emissão radioativa, considerando a distribuição espacial da atividade.

Com base nos valores da FDP, é calculada a FDA, que é a informação registrada no arquivo de saída .txt. A FDA é uma função crescente, cujos valores variam de 0 a 1, sendo que a FDA de cada fatia corresponde à soma das probabilidades acumuladas das fatias anteriores. Formalmente, a FDA é construída da seguinte forma:

$$FDA_1 = FDP_1$$

$$FDA_2 = FDP_1 + FDP_2$$

$$FDA_n = FDP_1 + FDP_2 + \dots + FDP_n$$

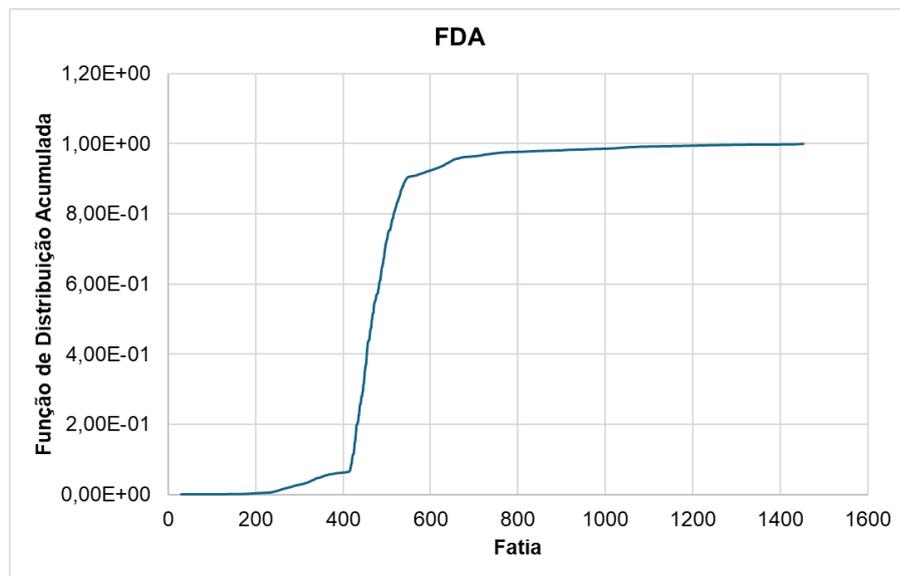
Durante as simulações no código EGSnrc, a seleção da fatia de emissão é feita por meio de um gerador de números aleatórios, utilizando a FDA como referência. Dessa forma, a escolha da fatia não é determinística, mas sim probabilística, refletindo a distribuição espacial da fonte conforme representada no fantoma. Esse método assegura que regiões com maior concentração de atividade tenham maior probabilidade de serem selecionadas, o que é particularmente importante para simulações que buscam representar de maneira realista a distribuição da dose.

O uso da FDA, e não da FDP diretamente, se deve à maior eficiência computacional, já que evita a necessidade de recalculer intervalos de probabilidade a cada sorteio. Com a FDA, basta um único número aleatório uniformemente distribuído entre 0 e 1 para identificar rapidamente a fatia correspondente por meio de busca em uma função crescente. Essa abordagem reduz significativamente o tempo de execução durante as simulações.

Embora o arquivo de saída contenha apenas os valores da FDA, os dados da FDP podem ser reconstituídos a partir da diferença entre valores sucessivos da FDA. A reconstrução da FDP permite a análise gráfica da distribuição de probabilidade de emissão, sendo útil, por exemplo, para visualizar as regiões de maior intensidade

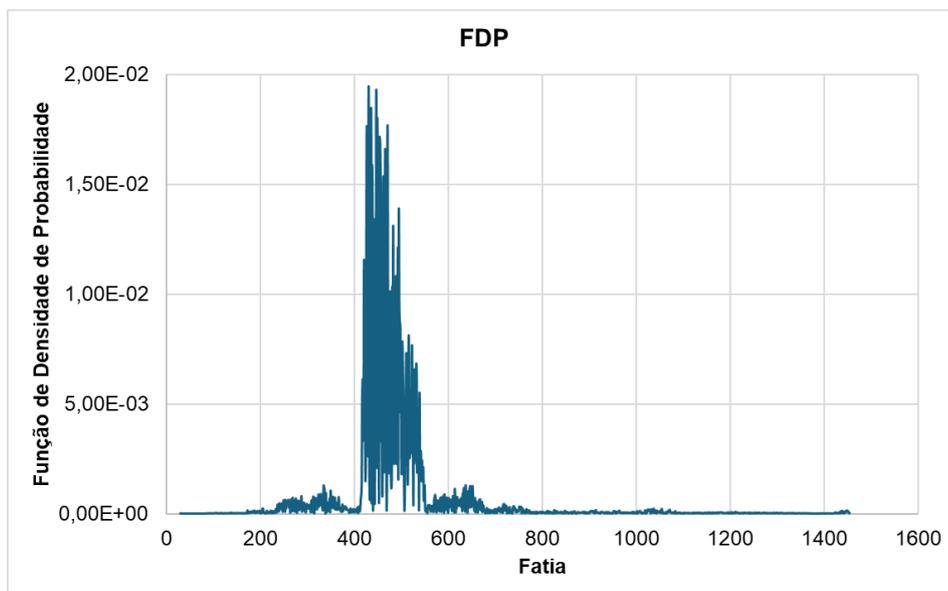
radioativa ao longo do eixo axial. De fato, observou-se que a FDP atinge seus valores máximos em fatias centrais, compatíveis com a anatomia dos pacientes e com a localização esperada da atividade radiativa, enquanto os extremos apresentam valores reduzidos, conforme esperado. O Gráfico 1 apresenta a curva crescente da FDA para um dos modelos masculinos (MSUPLC), enquanto o Gráfico 2 mostra a respectiva distribuição da FDP ao longo do eixo axial.

Gráfico 1 – Função de Distribuição Acumulada (FDA).



Fonte: O autor.

Gráfico 2 – Função de Densidade de Probabilidade (FDP).



Fonte: O autor.

O catálogo de fontes MSUPLC_TC99m.txt contém dados relacionados a seis MCEs masculinos, enquanto o catálogo FSUPLC_TC99m.txt reúne informações de dois MCEs femininos. A organização desses catálogos permite que cada fantoma seja acessado e selecionado a partir de uma numeração correspondente, denominada NSPEC (Número do espectro usado). Cada linha do arquivo traz informações como o número total de fatias, a identificação do fantoma e a fase do exame. A numeração NSPEC é diretamente utilizada nos arquivos de entrada para as simulações, o que será detalhado em seções posteriores.

Os fantasmas masculinos no catálogo MSUPLC_TC99m.txt são numerados de 01 a 06. Por exemplo, uma das entradas do arquivo pode ser descrita como "01 1395 MSUPLC_Tc99m_PA". Nesse contexto, o número 01 indica o fantoma selecionado, 1395 representa o número total de fatias, e a nomenclatura MSUPLC_Tc99m_PA descreve um fantoma masculino (M) com a fonte radioativa ^{99m}Tc , sendo a fase do exame precoce (P) e o paciente identificado como A. Um mesmo paciente pode estar presente em diferentes entradas do catálogo, representando imagens obtidas em fases distintas do exame. Assim, no exemplo "04 1392 MSUPLC_Tc99m_TA", o número 04 corresponde a outro MCE do mesmo paciente, mas com 1392 fatias adquiridas durante a fase tardia do exame, como pode ser visto no arquivo de saída da Figura 45.

De maneira semelhante, o catálogo FSUPLC_TC99m.txt é composto por dois MCE femininos. Cada linha segue a mesma estrutura de organização, diferenciando-se apenas pelo número reduzido de MCE incluídos, uma vez que as imagens disponíveis de pacientes femininas são limitadas. Todas essas características, incluindo as informações detalhadas de cada fantoma nos dois catálogos, podem ser encontradas na Tabela 10, que organiza os dados de forma clara e objetiva para consulta.

Figura 45 – Catálogo de fontes MSUPLC_TC99m.txt.

MSUPLC_TC99m.txt	%	MSUPLC_TC99m.txt	%
1	CATÁLOGO DE FDas BASEADAS EM IMAGENS DE LINFOCINTILOGRAFIA PARA USO EM MCEs DO GDN	4191	1450 148 374 21 190 9.99721276E-01
2	Instituto Federal de Pernambuco - IFPE	4192	1451 148 376 19 187 9.99808347E-01
3	Escola Politécnica de Pernambuco - EPP/UPE	4193	1452 148 376 19 185 9.99913970E-01
4	Departamento de Energia Nuclear - DEN/UPE	4194	1453 151 375 19 183 9.99968683E-01
5	Criado em 10/12/2024	4195	1454 151 372 22 176 1.00000000E00
6	01 1395 MSUPLC_TC99m_PA	4196	04 1392 MSUPLC_TC99m_TA
7	30 246 252 65 68 9.94894031E-07	4197	30 246 252 65 68 1.31467573E-06
8	31 238 287 65 69 6.24448488E-06	4198	31 238 287 65 69 1.10472006E-05
9	32 233 293 62 71 1.32298408E-05	4199	32 233 293 62 71 2.45275324E-05
10	33 258 295 62 72 1.45845765E-05	4200	33 258 295 62 72 2.72746160E-05
11	34 228 268 61 72 1.82254287E-05	4201	34 228 268 61 72 3.41423250E-05
12	35 225 227 73 75 1.85923363E-05	4202	35 225 227 73 75 3.47833112E-05
13	36 296 296 74 74 1.87475665E-05	4203	36 296 296 74 74 3.48914214E-05
14	37 261 301 59 74 1.91426977E-05	4204	37 261 301 59 74 3.54177567E-05
15	38 262 303 58 76 2.00952462E-05	4205	38 262 303 58 76 3.68501846E-05
16	39 215 310 89 93 2.05609366E-05	4206	39 215 310 89 93 3.74389254E-05
17	40 221 311 78 93 2.09701797E-05	4207	40 221 311 78 93 3.81321370E-05
18	41 213 308 77 95 2.28047176E-05	4208	41 213 308 77 95 4.13763119E-05
19	43 216 309 82 84 2.32139607E-05	4209	43 216 309 82 84 4.21611930E-05
20	45 219 219 76 76 2.33056876E-05	4210	45 219 219 76 76 4.23901166E-05
21	46 306 315 76 103 2.37996017E-05	4211	46 306 315 76 103 4.29918597E-05
22	47 219 219 76 76 2.39054404E-05	4212	47 219 219 76 76 4.32077010E-05
23	48 307 308 77 78 2.42441243E-05	4213	48 307 308 77 78 4.36786296E-05
24	51 306 306 74 74 2.44064104E-05	4214	51 306 306 74 74 4.37963618E-05
25	58 205 205 115 115 2.44910814E-05	4215	58 205 205 115 115 4.39795007E-05
26	63 320 320 116 116 2.46674792E-05	4216	63 320 320 116 116 4.41691803E-05
27	67 321 321 120 120 2.47521902E-05	4217	67 321 321 120 120 4.43784819E-05
28	69 320 320 122 122 2.48791967E-05	4218	69 320 320 122 122 4.45681615E-05
29	76 321 321 124 124 2.49497158E-05	4219	76 321 321 124 124 4.47055156E-05
30	77 206 320 49 125 2.82307164E-05	4220	77 206 320 49 125 4.89896580E-05
31	78 266 321 49 126 2.87528941E-05	4221	78 266 321 49 126 4.99707593E-05
32	79 256 320 49 126 3.18010094E-05	4222	79 256 320 49 126 5.35812120E-05
33	80 206 277 49 126 3.53995261E-05	4223	80 206 277 49 126 5.93043029E-05
34	81 257 283 49 55 3.69871070E-05	4224	81 257 283 49 55 6.10506632E-05
35	82 249 320 49 126 3.88498686E-05	4225	82 249 320 49 126 6.52105327E-05
36	83 253 278 49 53 3.98659204E-05	4226	83 253 278 49 53 6.73493335E-05
37	84 204 320 49 126 4.21943724E-05	4227	84 204 320 49 126 7.20586197E-05
38	85 270 270 51 51 4.22790434E-05	4228	85 270 270 51 51 7.22482993E-05
39	86 237 298 50 62 4.78602722E-05	4229	86 237 298 50 62 8.12678905E-05
40	87 232 295 43 61 6.13652937E-05	4230	87 232 295 43 61 8.43616300E-05
41	88 237 281 46 60 6.41876598E-05	4231	88 237 281 46 60 8.83841453E-05
42	89 235 320 43 127 7.01710758E-05	4232	89 235 320 43 127 9.75934161E-05
43	90 225 302 44 66 7.64931758E-05	4233	90 225 302 44 66 1.05697313E-04
44	91 230 319 45 128 9.06191178E-05	4234	91 230 319 45 128 1.13251793E-04
45	92 226 317 60 128 9.24818794E-05	4235	92 226 317 60 128 1.16417480E-04

Visualização pelo software Geany.

Fonte: O autor.

A utilização desses catálogos apresenta vantagens significativas em relação à criação individual de arquivos para cada simulação. Primeiramente, os catálogos centralizam as informações, permitindo que diversas simulações sejam realizadas a partir de um único arquivo. Para isso, basta selecionar a numeração NSPEC correspondente ao fantoma desejado. Esse método reduz o tempo de preparação dos arquivos de entrada e elimina a necessidade de manter múltiplos arquivos redundantes. Além disso, o uso de catálogos facilita a organização dos dados e permite uma maior flexibilidade na inclusão de novos fantomas. Por exemplo, à medida que novas imagens de Linfocintilografia são adquiridas, o catálogo pode ser facilmente atualizado para incorporar essas informações, garantindo que o sistema esteja sempre alinhado às necessidades dos estudos e simulações mais recentes.

Tabela 10 – Informações dos Fantomas Masculinos e Femininos nos Catálogos MSUPLC_TC99m.txt e FSUPLC_TC99m.txt.

MSUPLC_TC99m.txt		
Nº do fantoma	Nº total de fatias	Nomenclatura
01	1395	MSUPLC_Tc99m_PA
02	1398	MSUPLC_Tc99m_PB
03	1394	MSUPLC_Tc99m_PC
04	1392	MSUPLC_Tc99m_TA
05	1396	MSUPLC_Tc99m_TB
06	1394	MSUPLC_Tc99m_TC

FSUPLC_TC99m.txt		
Nº do fantoma	Nº total de fatias	Nomenclatura
01	706	FSUPLC_Tc99m_PA
02	707	FSUPLC_Tc99m_TA

Fonte: O autor.

Portanto, os catálogos de fontes não apenas otimizam o fluxo de trabalho, mas também promovem uma abordagem mais dinâmica e escalável no uso dos fantomas para Modelos Computacionais de Exposição, representando um avanço significativo na integração entre processamento de imagens digitais e simulações computacionais.

4.4. DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO

As ferramentas computacionais desenvolvidas para simular distribuições de dose e interações radiológicas dependem de algoritmos detalhadamente estruturados e organizados em arquivos de texto de entrada. Essas variáveis são essenciais para definir o estado inicial das simulações, bem como para estabelecer as condições que permitem a avaliação das interações subsequentes, das deposições de energia e dos deslocamentos ao longo do processo de simulação.

Neste trabalho, as simulações foram conduzidas utilizando o código Monte Carlo EGSnrc, os fantomas voxelizados MASH_sup e FASH_sup e dois algoritmos específicos para as fontes radioativas – um projetado para o modelo masculino e outro

para o feminino, definidos nos arquivos MSUPLC.mortran e FSUPLC.mortran, respectivamente.

A organização estrutural dos arquivos e diretórios foi realizada na área de usuário do sistema EGSnrc, localizada em C:\HEN_HOUSE\EGS_HOME. Como resultado, foram desenvolvidos oito Modelos Computacionais de Exposição (MCEs), sendo seis dedicados ao modelo masculino e dois ao feminino. As pastas foram nomeadas como: MSUPLC_P_A, MSUPLC_P_B, MSUPLC_P_C, MSUPLC_T_A, MSUPLC_T_B, MSUPLC_T_C, FSUPLC_P_A e FSUPLC_T_A, respectivamente. A Figura 46 ilustra a organização interna das pastas MSUPLC_A_P e FSUPLC_A_P, apresentando suas raízes e os principais arquivos necessários para a realização das simulações. Essas pastas foram fundamentais para armazenar as variáveis de entrada e saída, que garantem a funcionalidade adequada do código Monte Carlo nas análises realizadas.

Na figura: o item (a) mostra as oito pastas dos MCEs MSUPLC e FSUPLC, bem como a pasta do MSUPREE, que é um modelo de exposição baseado no fantoma MASH. O nome MSUPREE é composto da seguinte maneira: "M" refere-se ao modelo masculino (MASH), "SUP" indica que foi usado o fantoma está na posição supina, e "REE" se refere à Radioembolização (R), com fontes de radiação Beta (emissores de elétrons). O MSUPREE foi desenvolvido pelo GPDC&SE a partir da dissertação de Farias (2023) e do trabalho de Vieira et al. (2023), que embasaram as modificações nos códigos MSUPLC e FSUPLC. Os itens (b) e (c) mostram as pastas principais dos arquivos de entrada e saída para os MCEs: MSUPLC_A_P e FSUPLC_A_P, respectivamente, as quais serão explicadas na próxima seção abaixo.

Figura 46 – Estrutura e Organização dos MCEs no Sistema EGSnrc.

Este Computador > Disco Local (C:) > HEN_HOUSE > EGS_HOME		Este Computador > Disco Local (C:) > HEN_HOUSE > EGS_HOME > FSUPLC_P_A	
Nome	Tipo	Nome	Tipo
FSUPLC_P_A	Pasta de arquivos	Makefile	Arquivo
FSUPLC_T_A	Pasta de arquivos	FSUP_List.data	Arquivo DATA
g	Pasta de arquivos	FSUPLC_P_TESTE.140keV.data	Arquivo DATA
MSUPLC	Pasta de arquivos	micro10x.data	Arquivo DATA
MSUPLC_P_A	Pasta de arquivos	micro12x.data	Arquivo DATA
MSUPLC_P_B	Pasta de arquivos	micro15x.data	Arquivo DATA
MSUPLC_P_C	Pasta de arquivos	micro20x.data	Arquivo DATA
MSUPLC_T_A	Pasta de arquivos	micro55x.data	Arquivo DATA
MSUPLC_T_B	Pasta de arquivos	FSUPLC.egsinp	Arquivo EGSINP
MSUPLC_T_C	Pasta de arquivos	FSUPLC.make	Arquivo MAKE
MSUPREE	Pasta de arquivos	FSUPLC.mortran	Arquivo MORTRAN
		mortjob.mortran	Arquivo MORTRAN
		FSUP.sid	Arquivo SID
		AmostrasPontosFSUPLC.txt	Arquivo TXT
		ContagensFSUPLC.txt	Arquivo TXT
		FSUPInMedOut.txt	Arquivo TXT
		FSUPLC_TC99m.txt	Arquivo TXT

Este Computador > Disco Local (C:) > HEN_HOUSE > EGS_HOME > MSUPLC_P_A	
Nome	Tipo
Makefile	Arquivo
micro10x.data	Arquivo DATA
micro12x.data	Arquivo DATA
micro15x.data	Arquivo DATA
micro20x.data	Arquivo DATA
micro55x.data	Arquivo DATA
MSUP_List.data	Arquivo DATA
MSUPLC_P_A.140keV.data	Arquivo DATA
MSUPLC.egsinp	Arquivo EGSINP
MSUPLC.make	Arquivo MAKE
mortjob.mortran	Arquivo MORTRAN
MSUPLC.mortran	Arquivo MORTRAN
MSUP.sid	Arquivo SID
AmostrasPontosMSUPLC.txt	Arquivo TXT
ContagensMSUPLC.txt	Arquivo TXT
MSUPInMedOut.txt	Arquivo TXT
MSUPLC_TC99m.txt	Arquivo TXT

Fonte: O autor.

4.4.1. Estrutura e Organização dos MCEs no Sistema EGSnrc

A metodologia descrita nesta etapa foi baseada em Kawrakow et al. (2017), no que diz respeito ao código EGSnrc como um todo. Em relação aos MCEs específicos deste estudo, os algoritmos principais, contidos nos arquivos MSUPLC.mortran e FSUPLC.mortran, foram desenvolvidos com base no MSUPREE.mortran, conforme mencionado na seção anterior. Essas adaptações foram realizadas para atender aos requisitos específicos das simulações propostas, incorporando as fontes radioativas precoces e tardias e ajustando os parâmetros para o uso dos fantomas voxelizados MASH_sup e FASH_sup.

A estruturação dos passos para a organização dos MCEs foi baseada, em grande parte, nas dissertações de Santana (2019) e Bezerra (2020), que abordam a

implementação de códigos Monte Carlo em sistemas de simulação radiológica, fornecendo uma base sólida para a organização do processo, com ênfase na divisão dos códigos e na organização dos arquivos. Contudo, os passos descritos foram ajustados conforme as especificidades deste projeto, a fim de atender aos requisitos dos MCEs desenvolvidos com os fantasmas voxelizados e as fontes radioativas adaptadas.

Os arquivos do usuário no sistema EGSnrc possuem a extensão .mortran e representam o código principal de execução das simulações de transporte de partículas utilizando o método de Monte Carlo. Esses arquivos são escritos seguindo uma sequência de passos específicos, conforme descrito na Tabela 11. A extensão .mortran identifica um código de usuário que contém as instruções fundamentais para o funcionamento dos Modelos Computacionais de Exposição desenvolvidos.

O código do usuário é estruturado em dois laços principais:

- O laço externo, responsável pelos ciclos de blocos definidos no arquivo de entrada (arquivo de extensão .egsinp).
- O laço interno, que executa os ciclos de histórias das partículas simuladas.

Tabela 11 – Passos que compõem o código do usuário padrão .mortran.

Passos (step)	Subpassos	Descrição
Passo 1:		Personalização de macros do EGSnrc pelo usuário.
Passo 2:		Pré-chamada da função HATCH – inicialização de variáveis.
	Passo 2a:	Leitura de parâmetros de exposição a partir do arquivo de entrada.
	Passo 2b:	Leitura dos dados do fantoma e inicialização da matriz 3D com estes dados.
Passo 3:		Chamada da função HATCH e leitura dos dados da matriz 3D do fantoma.
Passo 4:		Inicialização da função HOWFAR.
Passo 5:		Inicialização da função AUSGAB
Passo 6:		Leitura dos dados da simulação.
	Passo 6a:	Leitura dos dados do arquivo DiscreteEnergySpectra.txt.
	Passo 6b:	Determinação dos parâmetros das partículas incidentes.
Passo 7:		Chamada da função SHOWER.
Passo 8:		Saída de resultados.

Fonte: Adaptado de Kawrakow et al. (2017) e Bezerra (2020).

Essa organização permite que o código .mortran leia e interprete os dados fornecidos pelos arquivos de entrada, realizando as simulações de transporte de partículas no ambiente Monte Carlo. A organização do arquivo .mortran envolve a definição de variáveis e vetores, elementos fundamentais para o processamento das informações e a execução dos cálculos durante as simulações.

4.4.1.1 *Organização e ajustes no arquivo .mortran*

Abaixo está o passo a passo das principais modificações feitas no código .mortran. As mudanças incluem alterações nas variáveis, funções, controle de dados do fantoma, parâmetros da fonte e ajustes no fluxo de processamento das partículas incidentes. Essas alterações foram implementadas para otimizar a simulação do transporte de partículas e melhorar a leitura e a estruturação dos resultados.

Passo 1 – Declarado e definido alguns fatores:

- **Linha 51:** Declarado o contador: \$INTEGER IRIN, I, III (**Contador definido para uso do laço DO da fonte**).
- **Linhas 192 a 194:** Definidos os vetores:
 - ✓ VTFATIAS(1500), VTFDA_GAMA(1500), VTFDP_GAMA(1500), VTXMIN(1500), VTXMAX(1500), VTYMIN(1500), VTYMAX(1500), VTCONTAGEMESPERADA(1500) e VTCONTAGEMOBSERVADA(1500).
- **Linha 195:** Declarado o vetor: NMAX_FONTE.
- **Linha 199:** Definidos os vetores: \$REAL VTFDA_GAMA, VTFDP_GAMA
- **Linha 201:** Definidos os vetores:
 - ✓ \$INTEGER VTFATIAS, VTCONTAGEMESPERADA, VTCONTAGEMOBSERVADA, VTXMIN, VTXMAX, VTYMIN, VTYMAX.
- **Linha 477:** Declarado o vetor: CONTA_FONTE.

Passo 2 – Declarado e definido alguns fatores:

- **Linha 504:** Pré-chamada da função HATCH - inicialização de variáveis.

Passo 2a:

- **Linhas 537 a 603:** Lido o arquivo: MSUPLC.egsinp ou FSUPLC.egsinp.
- **Linha 537:** Definido o NSPEC: relacionado ao número do fantoma no catálogo MSUPLC_TC99m.txt ou FSUPLC_TC99m.txt.
- **Linhas 1874 a 2439:** Definido que: o órgão fonte (27) e os Nódulos Linfáticos não serão considerados na fonte 14.
- **Linhas 537 a 603:** Definido os limites: NCMIN, NCMAX, NRMIN, NRMAX para cada fatia sorteada no arquivo MSUPLC_TC99m.txt ou FSUPLC_TC99m.txt.

Passo 2b:

- **Linha 604 em diante:** Lido os dados do fantoma e inicializada a matriz 3D com esses dados.

Passo 5 – Declarado e definido alguns fatores:

- **Linhas 606 a 2818:** Laço das energias.
- Inicialização $NMAX_FONTE=2*\$XMAC*\$YMAC$.

Passo 5a:

- **Linhas 705 a 716:** Leitura do MSUP_List.data ou FSUP_List.data.

Passo 6 – Declarado e definido alguns fatores:

- Leitura dos dados da simulação.

Passo 6a:

- **Linhas 779 a 809:** Leitura dos dados do arquivo: MSUPLC_TC99m.txt ou FSUPLC_TC99m.txt, ao invés do “DiscreteEnergySpectra.txt”.
- **Inicialização dos vetores com zeros:**
 ✓ VTFDA_GAMA, VTFDP_GAMA, VTCONTAGEMESPERADA, VTCONTAGEMOBSERVADA.
- **Com base no número do espectro NRSPEC (1) informado no arquivo MSUPLC.egsinp ou FSUPLC.egsinp, preenchimento dos vetores:**

- ✓ VTFATIAS, VTXMIN, VTXMAX, VTYMIN, VTYMAX, VTFDA_GAMA no formato descrito no arquivo MSUPLC_TC99m.txt ou FSUPLC_TC99m.txt.
- **Linhas 813 a 817:** Após fechar o arquivo MSUPLC_TC99m.txt ou FSUPLC_TC99m.txt, preenchimento dos vetores: VTFDP_GAMA e VTCONTAGEMESPERADA.

Passo 6b:

- **Linhas 1873 a 2462:** A determinação dos parâmetros das partículas incidentes ocorre dentro deste intervalo de linhas.
- **Linhas 1881 a 1889:** O arquivo AmostrasPontosMSUPLC.txt ou AmostrasPontosFSUPLC.txt é configurado para registrar o número de amostras. Esse arquivo será usado para armazenar os resultados da simulação das partículas incidentes.
- **Linhas 1933 a 2421:** Processamento específico para osso esponjoso (spongiosa), definindo parâmetros e ajustando os dados das partículas.
- **Linha 2424:** Foi modificado de: IF(IOTEMP.EQ.NSORG)[IOTEST=2;], para IF(IOTEMP.EQ.NSORG.OR.IOTEMP.EQ.9)[IOTEST=2;], onde (9) representa o fígado e (27) representa o linfonodo. A alteração permite que o código trate tanto o fígado (9) quanto o linfonodo (27) como fontes de radiação, ajustando IOTEST para 2 em ambos os casos.
- **Linhas 1891 a 1929:** Foi realizada a modificação no bloco de código entre essas linhas, conforme ilustrado na Figura 47. Essa modificação incluiu a condição para selecionar os órgãos-fonte (fígado e linfonodo) e ajustar as variáveis necessárias para a simulação."

Passo 8 – Declarado e definido alguns fatores:

- **Linha 2565:** Modificado o arquivo de saída para:
 - ✓ tmp_file_name=\$MCE_DIRECTORY_NAME/'ContagensMSUPLC.txt' (para SUPLC); e
 - ✓ tmp_file_name=\$MCE_DIRECTORY_NAME/'ContagensFSUPLC.txt' (para FSUPLC).
- **Linhas 3995 a 4119:** Troca de órgãos masculinos para femininos para o FSUPLC.

Figura 47 – Algoritmo do processo de identificação e seleção de órgãos-fonte de Radiação.

```

MSUPLC.mortran X
1891 IOTEST=0;
1892
1893 LOOP [
1894 LOOP [
1895 $RANDOMSET ZZ02;
1896 $RANDOMSET ZZ03;
1897 $RANDOMSET ZZ04;
1898 $RANDOMSET ZZ05;
1899
1900 DO III=1, NRLINE
1901 [
1902 IF (VTFDA_GAMA(III).GE.ZZ02)
1903 [
1904 ZINZ=ZAL*VTFATIAS(III);
1905 NZTEMP=INT(ZINZ/ZAL);
1906
1907 NCMIN=VTXMIN(III);
1908 NCMAX=VTXMAX(III);
1909 NRMIN=VTYMIN(III);
1910 NRMAX=VTYMAX(III);
1911 EXIT;
1912 ]]
1913 CONTA_FONTE=0;
1914 LOOP [
1915 XINZ=XAL*(NCMIN+(NCMAX-NCMIN)*ZZ03);
1916 YINZ=YAL*(NRMIN+(NRMAX-NRMIN)*ZZ04);
1917 NXTEMP=INT(XINZ/XAL);
1918 NYTEMP=INT(YINZ/YAL);
1919
1920 IOTEMP=IVOXORG(NXTEMP+1,NYTEMP+1,NZTEMP+1); "ORGAN/TISSUE NUMBER"
1921 IF (IOTEMP.EQ.27.OR.IOTEMP.EQ.9) [EXIT;]
1922 CONTA_FONTE=CONTA_FONTE+1;
1923 ]WHILE (CONTA_FONTE.LT.NRMAX_FONTE);
1924 ]WHILE (IOTEMP.NE.27.AND.IOTEMP.NE.9);
1925
1926 DO III=1, NRLINE [
1927 IF (NZTEMP.EQ.VTFATIAS(III)) [
1928 VTCONTAGEMOBSERVADA(III)=VTCONTAGEMOBSERVADA(III)+1;
1929 EXIT;]]

```

Visualização pelo software Geany.

Fonte: O autor.

Além das modificações já mencionadas, também foi ajustado o tamanho dos fantasmas do MSUPLC para FSUPLC entre as linhas 144 a 146. O MSUPLC possui 526 Linhas, 236 Colunas e 1462 Fatias, enquanto o FSUPLC possui 520 Colunas, 208 Linhas e 1354 Fatias. Vale ressaltar que os passos 3, 4 e 7 não sofreram modificações.

4.4.1.2 Organização e ajustes no arquivo .egsinp e demais arquivos

O arquivo .egsinp é o formato padrão de entrada do sistema EGSnrc, utilizado para fornecer informações complementares às simulações (Kawrakow et al., 2017). Trata-se de um arquivo de texto configurado pelo usuário com dados formatados de maneira específica, permitindo que o sistema realize a leitura correta durante a execução das simulações. Qualquer arquivo com a extensão .egsinp pode ser criado no software Monte Carlo, seguindo os padrões estabelecidos para esse tipo de entrada (VIERA, 2017).

Neste trabalho, os arquivos MSUPLC.egsinp e FSUPLC.egsinp foram adaptados a partir do arquivo base MSUPREE.egsinp, com as modificações necessárias para atender aos objetivos específicos das simulações realizadas. Essas

adaptações incluíram ajustes nas configurações do fantoma, da fonte radioativa e de outros parâmetros do experimento, garantindo que as informações fossem interpretadas corretamente pelo sistema. A Figura 48 apresenta o processo de adaptação realizado nos arquivos mencionados.

Figura 48 – Arquivo de entrada MSUPLC_2e8_P_C.egsinp.

```

MSUPLC_2e8_P_C.egsinp X
1  DATA INPUT FOR EGSnrc/MASH3_MICRO160 CODE FOR INTERNAL/EXTERNAL WHOLE BODY EXPOSURES
2  micro
3  MACRO VOXEL DIMENS. [cm]: 0.12 0.12 0.12
4  1
5  EXPOSURE CAUSED BY TC-99M DISTRIBUTED IN THE LIVER AND LYMPHATIC NODES
6  XS,YS,ZS,FW, FH,RQ,YIQ : 0.60 -1000.00 87.64 57.60 175.68 5000.00 1.00
7  NTIM,IGE,NSPEC,EIN,NG,NUM: 200000000 14 3 140.5 27 8 3 8 1 0 1 0 0 1
8  IQ,ECT,PCT,WT,EC6,7,10,11: 0 20. 2. 1.00 5. 5. 5. 5. 0.60 0.70 0.25 0.48 0.38 35.0
9  RESULTS IN FILE :MSUPLC_2E8_P_C

```

Visualização pelo software Geany.

Fonte: O autor.

Conforme mostrado na tabela acima, o arquivo em questão refere-se ao MSUPLC_2E8_P_C, que indica ser do MCE MSUPLC para o paciente C na fase precoce do exame. O valor 2E8, especificado na linha 7 como NTIM, representa o número de histórias escolhido para a simulação final dos fantasmas (detalhado na seção de Resultados e Discussões).

O IGE corresponde ao seletor de tipo da fonte, enquanto NSPEC representa o número do espectro selecionado nos arquivos MSUPLC_TC99m.txt ou FSUPLC_TC99m.txt, relacionado ao número do fantoma no catálogo de fontes. No exemplo da figura, o valor 3 indica o paciente C na fase precoce, conforme já explicado no texto e demonstrado na Tabela 10.

O parâmetro EIN refere-se à energia da fonte utilizada, sendo, neste caso, o ^{99m}Tc com 140,5 keV. Já NG identifica o órgão da fonte, enquanto IQ especifica o tipo de partícula emitida: “0” = fóton. Para o MSUPREE.egsinp, por exemplo, o valor é configurado como “-1 = elétron”, pois a fonte emite partículas beta, podendo ainda ser ajustado para “1 = pósitron”.

Além dos arquivos principais utilizados no processo de simulação, como os arquivos de entrada e parâmetros do sistema, existem outros arquivos essenciais para a execução correta da simulação no software MonteCarlo. Esses arquivos complementam a modelagem e garantem a precisão nos cálculos de radiação, bem como nas interações com os tecidos dos fantasmas:

1 – FSUP_List.data / MSUP_List.data:

Esses arquivos contêm as listas dos órgãos dos fantomas utilizados na simulação. Através dessas listas, o sistema é capaz de identificar os diferentes órgãos presentes nos modelos de fantomas. Essas informações são necessárias para realizar as simulações de radiação, uma vez que os órgãos são os principais alvos na modelagem da dosimetria.

2 – FSUP.sid / MSUP.sid:

O arquivo .sid é utilizado no sistema EGSnrc e contém informações espaciais detalhadas sobre os fantomas. Esses arquivos são vitais para a simulação, pois guardam os dados relativos às fatias, linhas e colunas dos modelos, que permitem a representação tridimensional dos fantomas.

Para o FSUP.sid, foi utilizado o software DIP para transformar o formato .sgi do fantoma em .sid. O .sgi é um formato utilizado para armazenar a geometria de objetos 3D, e sua conversão para .sid é essencial para garantir que as informações de localização e estrutura espacial dos fantomas sejam corretamente interpretadas pelo sistema EGSnrc (SANTOS et al., 2024). O arquivo .sid permite que o Monte Carlo realize cálculos baseados na geometria do fantoma, considerando a distribuição de voxels em três dimensões. Portanto, é fundamental para definir o comportamento e a interação da radiação com os órgãos do fantoma durante a simulação.

3 – FSUPInMedOut.txt:

O arquivo FSUPInMedOut.txt foi gerado por meio de uma ferramenta computacional implementada no software Monte Carlo e contém informações fundamentais para a simulação. O termo "In" refere-se ao ID do fantoma de entrada e aos "meios físicos" envolvidos, como tecidos moles e outros materiais. O "Med" descreve a forma como as interações da radiação ocorrem nesses tecidos, enquanto o "Out" especifica o modelo de saída utilizado para consolidar os dados necessários à análise. Esse arquivo otimiza o código do sistema, reduzindo significativamente a quantidade de linhas no programa implementado no .mortran, aumentando a

eficiência do processamento da simulação, sem comprometer a precisão nos cálculos e na análise detalhada das interações da radiação.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesta seção, são apresentados e discutidos os resultados obtidos, com ênfase na validação das ferramentas desenvolvidas e nos dados finais das simulações realizadas para todos os MCEs MSUPLC e FSUPLC. A validação abrange o passo a passo dos processamentos de imagem e a integração dos arquivos de entrada.

Ademais, são abordadas as simulações Monte Carlo realizadas, com a geração dos arquivos de saída correspondentes. A escolha do número de histórias utilizado nas simulações é justificada, considerando critérios técnicos que garantem a precisão dos cálculos, especialmente para órgãos pequenos e críticos. Por fim, são discutidos os resultados da dose absorvida por atividade acumulada, detalhando a distribuição da dose ao longo da exposição.

5.1 VALIDAÇÃO INTERMEDIÁRIA DAS IMAGENS: MÁSCARA BINÁRIA E FILTRAGEM DAS REGIÕES DE INTERESSE

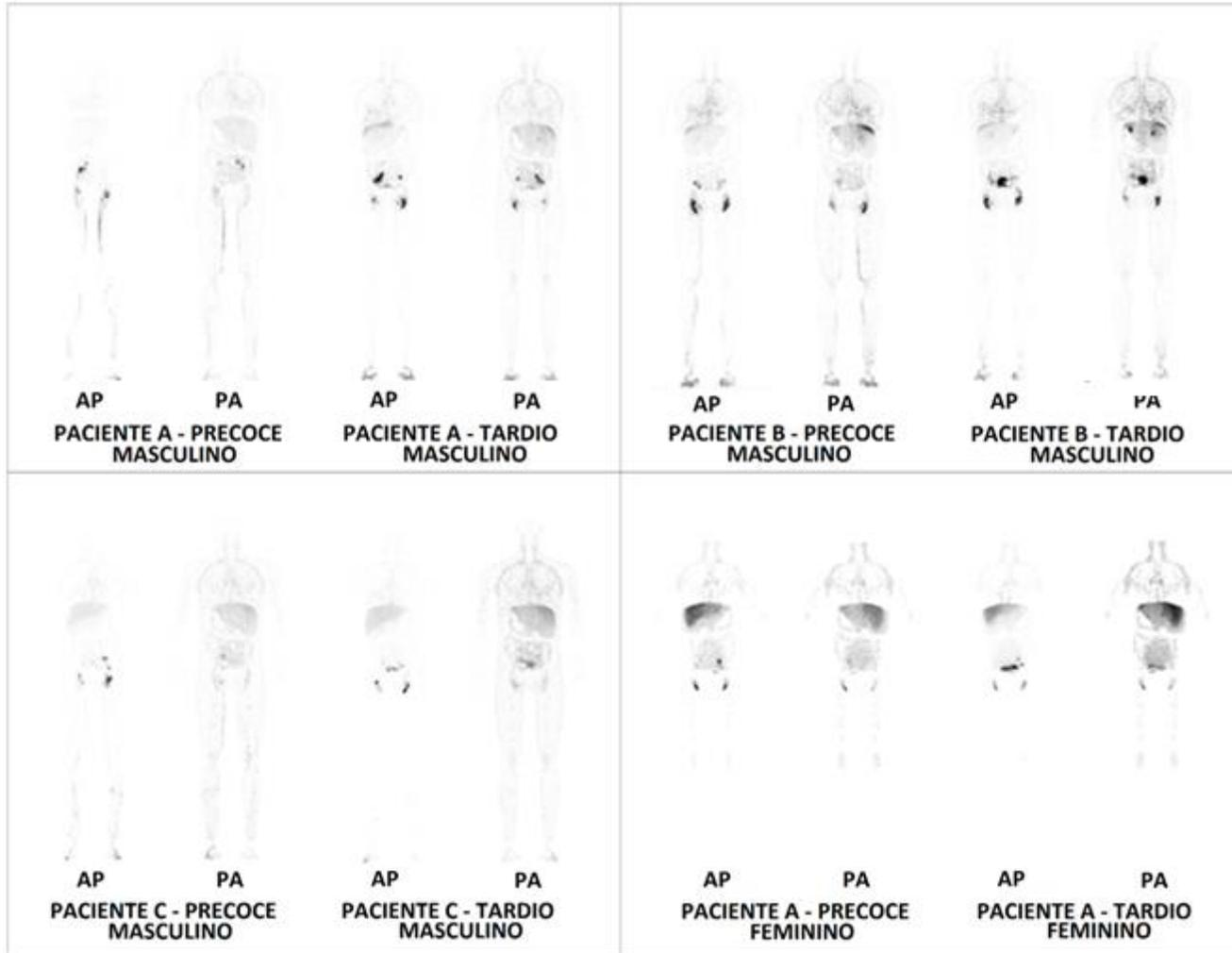
Esta seção apresenta uma etapa intermediária do processamento, na qual as imagens ajustadas dos pacientes foram combinadas, pixel a pixel, com uma máscara binária derivada da projeção frontal dos fantomas MASH_sup e FASH_sup. Essa máscara continha apenas os IDs correspondentes a linfonodos e fígado, definidos como regiões válidas (valor 1), enquanto os demais pixels foram zerados.

Após o ajuste de dimensão e alinhamento, a operação foi realizada com a ferramenta de aritmética do DIP. O resultado é uma imagem híbrida, na qual apenas os pixels coincidentes com as estruturas anatômicas de interesse — fígado e linfonodos — preservam os valores originais da captação.

Para facilitar a visualização, foi aplicada a função de inversão de cores nas imagens, realçando os tons claros sobre fundo escuro — uma vez que, após a multiplicação, as regiões fora da máscara assumem valor zero (preto).

Na Figura 49, são exibidas as imagens resultantes desse processo para as projeções anteroposterior (AP) e posteroanterior (PA), abrangendo os pacientes masculinos (A, B e C) e a paciente feminina A, em ambas as fases do exame (precoce e tardia).

Figura 49 – Imagens resultantes da multiplicação pixel a pixel entre as projeções do fantoma e as imagens dos pacientes, destacando as regiões de interesse (linfonodos e fígado).



Fonte: O autor.

Essa etapa permitiu isolar visualmente a distribuição do radiofármaco nas regiões de interesse definidas nos modelos voxelizados, consolidando não apenas o alinhamento e a aplicação correta da máscara, mas também gerando as imagens híbridas que são efetivamente utilizadas na construção das fontes para simulação. Esses resultados, portanto, representam uma fase essencial do processo, anterior à conversão final para o formato .sgi, à criação dos catálogos das fontes e à posterior entrada nos módulos de simulação do EGSnrc.

Foram escolhidos os pacientes B (masculino) e A (feminino) por apresentarem características distintas e contrastantes entre si, o que permite uma análise mais rica da distribuição do radiofármaco em diferentes fases e contextos fisiológicos. A escolha também se baseou na clareza das imagens e na presença de padrões relevantes de captação nas fases precoce e tardia, possibilitando observar a progressão temporal da distribuição do radiofármaco, além de permitir uma comparação entre os padrões de drenagem linfática em indivíduos de sexos diferentes.

Cabe destacar que o fantoma utilizado nas simulações não inclui a anatomia dos vasos linfáticos, o que pode resultar em uma captação reduzida nos MMII nas imagens híbridas, especialmente nas fases precoces, quando a distribuição ainda depende das vias linfáticas periféricas. Essa limitação deve ser considerada na análise comparativa entre pacientes.

Para o Paciente B - Masculino, observa-se que na fase precoce, as projeções AP e PA apresentam captação difusa nos MMII, com concentração discreta nos pés e maior intensidade na região dos linfonodos inguinais, especialmente na projeção AP. O fígado aparece com baixa captação, mais evidente na projeção PA, onde também há maior definição dos contornos das pernas. Já na fase tardia, como esperado, há redução na captação dos pés, refletindo o esvaziamento do ponto de injeção e progressão do radiofármaco. Ainda assim, persiste uma captação evidente nos linfonodos inguinais, e nota-se uma região de captação compatível com a bexiga, dada a proximidade entre os linfonodos abdominais e a localização anatômica da bexiga.

Para a Paciente A - Feminina, a fase precoce apresenta pouca ou nenhuma captação nos MMII, com sinal fraco na região dos linfonodos inguinais. Por outro lado, o fígado já apresenta captação considerável, tanto na projeção AP quanto PA. Na fase tardia, a captação nos MMII permanece reduzida, embora se observe um leve aumento da atividade a partir da região dos joelhos. A imagem PA também indica

captação moderada nos linfonodos inguinais e aumento difuso da atividade na região abdominal. Observa-se uma região de captação compatível com a bexiga, dada sua proximidade anatômica com os linfonodos abdominais. O fígado mantém uma captação significativa, embora ligeiramente menor que na fase precoce.

Em termos temporais, espera-se naturalmente uma redução na captação nos locais de injeção e nos vasos linfáticos periféricos nas imagens tardias, com progressão do radiofármaco para linfonodos centrais e eventual captação hepática. Do ponto de vista fisiológico, é importante lembrar que fatores como o sexo biológico, a massa muscular, a distribuição de gordura corporal e o nível de atividade do sistema linfático podem influenciar a cinética do radiofármaco. Em geral, mulheres podem apresentar maior lentidão na drenagem linfática periférica, especialmente nos MMII, o que pode justificar a baixa captação observada na paciente A. Já no paciente B, a maior evidência de linfonodos inguinais e captação difusa nos membros pode estar associada a um sistema linfático mais eficiente ou a uma circulação colateral mais ativa.

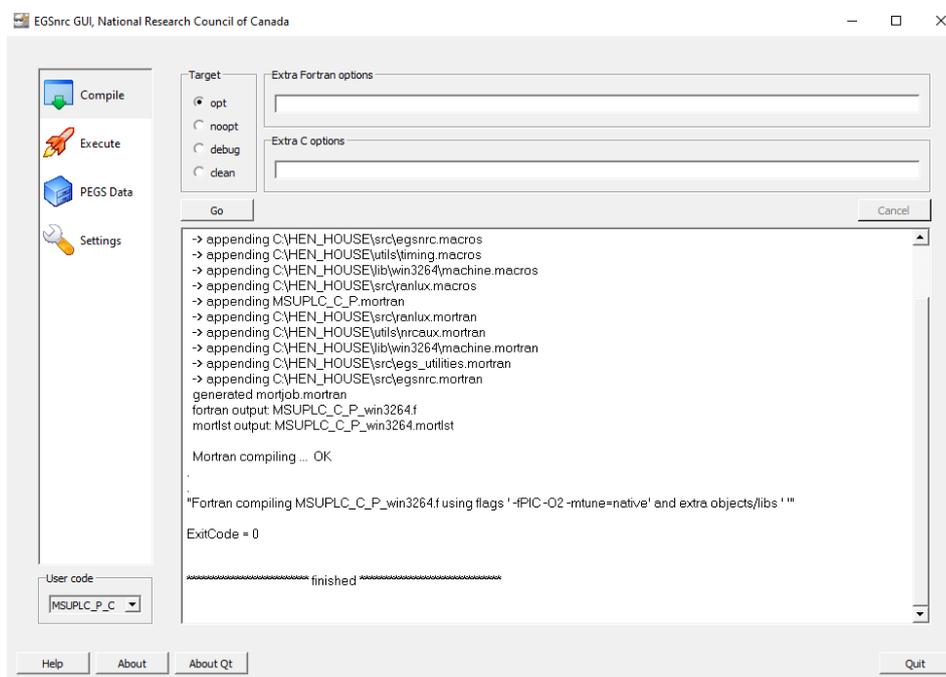
Vale destacar que a presença de captação em regiões como a bexiga, observada em algumas imagens híbridas, não está relacionada a erro de registro ou sobreposição indevida, mas sim à própria anatomia funcional e à proximidade entre estruturas, como os linfonodos abdominais e a bexiga. Embora a bexiga não tenha sido representada nos modelos voxelizados — decisão tomada de forma deliberada para manter o foco nas regiões de maior interesse para a análise da drenagem linfática e da captação hepática —, sua atividade pode ainda assim aparecer nas imagens resultantes. Tais observações reforçam a importância de um registro anatômico preciso, aliado à compreensão das limitações e escolhas estruturais dos modelos, garantindo uma interpretação coerente das imagens híbridas utilizadas na modelagem das fontes para simulação.

5.2 EXECUÇÃO DAS SIMULAÇÕES COM O EGSNRC: INTERFACES E RESULTADOS INICIAIS

A execução das simulações com o código EGSnrc é apresentada, mostrando a interface utilizada para compilar os MCEs. Na Figura 50, observa-se a compilação bem-sucedida do MCE MSUPLC_P_C, o que valida que os MCEs produzidos rodam perfeitamente, com os processos de compilação e simulações subsequentes

realizados sem erros. As simulações geraram arquivos de saída no formato .data, como mostrado na Figura 51.

Figura 50 – Interface do EGSnrc: Compilação bem-sucedida do MCE MSUPLC_P_C.



Fonte: O autor.

A imagem do arquivo de saída exibe parte dos resultados obtidos, destacando informações relevantes presentes no cabeçalho dos arquivos, como o "SPECTRUM Nº 3", indicando que a simulação foi realizada para o fantoma número 3 do catálogo de fontes (linha 13), o MSUPLC_Tc99m_PC, e o "NUMBER OF EMITTED PARTICLES: 200000000", que corresponde ao número de histórias escolhido (linha 16).

Em relação aos resultados, a lista dos números de órgãos apresenta três informações principais: a dose absorvida por atividade acumulada, expressa em mGy/MBq.s, que reflete a dose recebida ao longo da exposição simulada em função da atividade do radionuclídeo; a dose por partícula emitida, em mGy, que corresponde à dose associada a cada partícula de radiação emitida; e o coeficiente de variância em %, que mede a incerteza estatística dos cálculos. Para garantir a confiabilidade dos resultados, é desejável que o coeficiente de variância apresente valores reduzidos, como será detalhado na próxima seção.

Figura 51 – Resultados do arquivo de saída pós-simulação: doses e coeficiente de variância.

MSUPLC_2E8.140keV.data										
1	MC-CODE/PHANTOM: EGSnrc/MASH3_supine_mic60 R0160 ICRP89/ICRU46/I									
2	MACRO VOXEL SIZE XAL/YAL/ZAL (CM) : 0.12 0.12 0.12									
3	MICRO VOXEL SIZE XIL/YIL/ZIL (CM) : 0.0060 0.0060 0.0060 RBM/3YBM SEGMENTATION AT RUNTIME									
4	START									
5	DATE: 11-12-2024 TIME: 13:56:05.									
6	STOP									
7	DATE: 11-12-2024 TIME: 16:58:00.									
8	EXPOSURE CAUSED BY TC-99M DISTRIBUTED IN THE LIVER AND LYMPHATIC NODESNUMBER OF MICRO MATRICES:192 SELECTION: SYSTEMATIC 8 3 8									
9	INTERNAL EXPOSURE, SOURCE ORGAN: LYMPHATIC NODES BSC THICKNESS = 50 MICRON ICRP MODEL									
10	TRABECULAR BONE VOLUME FRACTION: RIBCAGE: 0.114 SPINE: 0.113 LONG BONES: 0.152 PELVIS: 0.212 SKULL/MAND: 0.514									
11	MAXIMUM EMITTED PARTICLE ENERGY: 140.5 keV YIELD = 1.00 SOURCE PARTICLE : PHOTON NUMBER OF MEDIA: 20									
12	CELLULARITY: RIBCAGE= 0.600 SPINE= 0.700 LONG BONES= 0.250 PELVIS= 0.480 SKULL/MANDIBLE= 0.380									
13	SPECTRUM NO. 3 MSUPLC_Tc99m_PC									
14	MEAN SPECTRAL ENERGY: 0.0 keV									
15										
16	NUMBER OF EMITTED PARTICLES: 200000000 ECUT= 20. keV PCUT= 2. keV CORT= 5. keV RBM/YBM= 5. keV TRAB= 5. keV									
17										
18	NO. ORGAN	N-VOXEL	ORGAN DENSITY g/cm**3	DOSE/CUMULAT ACTIVITY mGy/MBq s	DOSE/EMITTED PARTICLE mGy	ENER/ETOT ABS.FRACT. MEV/MEV	COEFF.OF VARIANCE %	SPECIFIC ABSO RBED FRACTION 1/g	COEFF.OF VARIANCE %	
19										
20										
21										
22	1 EYES	8748	1.0500	3.5449E-09	3.5449E-15	0.0000E+00	2.31	0.0000E+00	0.00	1
23	2 ADRENALS	7866	1.0300	8.9268E-07	8.9268E-13	0.0000E+00	0.15	0.0000E+00	0.00	2
24	3 BLADDER WALL	27822	1.0400	1.7817E-08	1.7817E-14	0.0000E+00	0.56	0.0000E+00	0.00	3
25	4 BRAIN	799162	1.0500	2.0706E-09	2.0706E-15	0.0000E+00	0.38	0.0000E+00	0.00	4
26	5 ORAL MUCOSA	40234	1.0500	1.8344E-08	1.8344E-14	0.0000E+00	0.49	0.0000E+00	0.00	5
27	6 COLON WALL	205885	1.0400	1.1799E-07	1.1799E-13	0.0000E+00	0.08	0.0000E+00	0.00	6
28	7 BREASTS, GLANDULAR	5674	1.0200	1.8408E-07	1.8408E-13	0.0000E+00	0.38	0.0000E+00	0.00	7
29	8 KIDNEYS	170855	1.0500	6.1422E-07	6.1422E-13	0.0000E+00	0.04	0.0000E+00	0.00	8
30	9 LIVER	992063	1.0500	2.1139E-06	2.1139E-12	0.0000E+00	0.01	0.0000E+00	0.00	9
31	10 LUNGS	2554417	0.2800	2.6008E-07	2.6008E-13	0.0000E+00	0.03	0.0000E+00	0.00	10
32	11 MUSCLE	15982216	1.0500	7.8098E-08	7.8098E-14	0.0000E+00	0.01	0.0000E+00	0.00	11
33	12 OESOPHAGUS	22473	1.0300	3.3059E-07	3.3059E-13	0.0000E+00	0.15	0.0000E+00	0.00	12
34	13 TESTES	19470	1.0400	2.4595E-09	2.4595E-15	0.0000E+00	1.81	0.0000E+00	0.00	13
35	14 PANCREAS	77160	1.0500	5.6776E-07	5.6776E-13	0.0000E+00	0.07	0.0000E+00	0.00	14
36	15 SOFT TISSUE (NOT PART OF E)	4780679	1.0400	1.4134E-07	1.4134E-13	0.0000E+00	0.02	0.0000E+00	0.00	15
37	16 SMALL INTESTINE WALL	361690	1.0400	1.2123E-07	1.2123E-13	0.0000E+00	0.06	0.0000E+00	0.00	16
38	17 SKIN	1752719	1.0900	3.9456E-08	3.9456E-14	0.0000E+00	0.05	0.0000E+00	0.00	17
39	18 SPLEEN	83504	1.0400	2.9713E-07	2.9713E-13	0.0000E+00	0.09	0.0000E+00	0.00	18
40	19 STOMACH WALL	83468	1.0400	8.0067E-07	8.0067E-13	0.0000E+00	0.05	0.0000E+00	0.00	19
41	20 SALIVARY GLANDS	47756	1.0300	1.3905E-08	1.3905E-14	0.0000E+00	0.50	0.0000E+00	0.00	20
42	21 THYMUS	14046	1.0300	2.0526E-07	2.0526E-13	0.0000E+00	0.24	0.0000E+00	0.00	21
43	22 THYROID	11129	1.0400	4.7362E-08	4.7362E-14	0.0000E+00	0.55	0.0000E+00	0.00	22
44	23 EXTRATHORARCIC AIRWAYS	60710	1.0300	1.2021E-08	1.2021E-14	0.0000E+00	0.48	0.0000E+00	0.00	23
45	24 PROSTATE	9551	1.0300	8.0314E-09	8.0314E-15	0.0000E+00	1.44	0.0000E+00	0.00	24
46	25 ADIPOSE TISSUE	8846676	0.9500	7.4067E-08	7.4067E-14	0.0000E+00	0.02	0.0000E+00	0.00	25
47	26 HEART WALL	181878	1.0500	4.0483E-07	4.0483E-13	0.0000E+00	0.05	0.0000E+00	0.00	26
48	27 LYMPHATIC NODES	202182	1.0300	1.4764E-07	1.4764E-13	0.0000E+00	0.07	0.0000E+00	0.00	27
49	28 GALL BLADDER WALL	5618	1.0300	8.7324E-07	8.7324E-13	0.0000E+00	0.18	0.0000E+00	0.00	28
50	29 SKELETON AVERAGE	4199423	1.3700	9.9619E-08	9.9619E-14	0.0000E+00	0.02	0.0000E+00	0.00	29
51	30 CORTICAL BONE TOTAL	1291630	1.9200	1.1429E-07	1.1429E-13	0.0000E+00	0.03	0.0000E+00	0.00	30

Visualização pelo software Geany.

Fonte: O autor.

5.3 DETERMINAÇÃO DO NÚMERO DE HISTÓRIAS

Baseado na capacidade computacional mencionada na seção 4.2, foram realizadas simulações teste para determinar o número de histórias adequado, equilibrando precisão e tempo de processamento. Os números de histórias escolhidos para as simulações teste foram: 5,00E+05; 1,00E+06; 5,00E+06; 1,00E+07; 2,00E+07; 3,00E+07; 4,00E+07; 5,00E+07; 6,00E+07; 7,00E+07; 8,00E+07; 9,00E+07; 1,00E+08; 2,00E+08; 3,00E+08; 4,00E+08; 5,00E+08. Esses valores foram definidos com base em experiências anteriores em simulações semelhantes realizadas na mesma máquina pelo GPDC&SE.

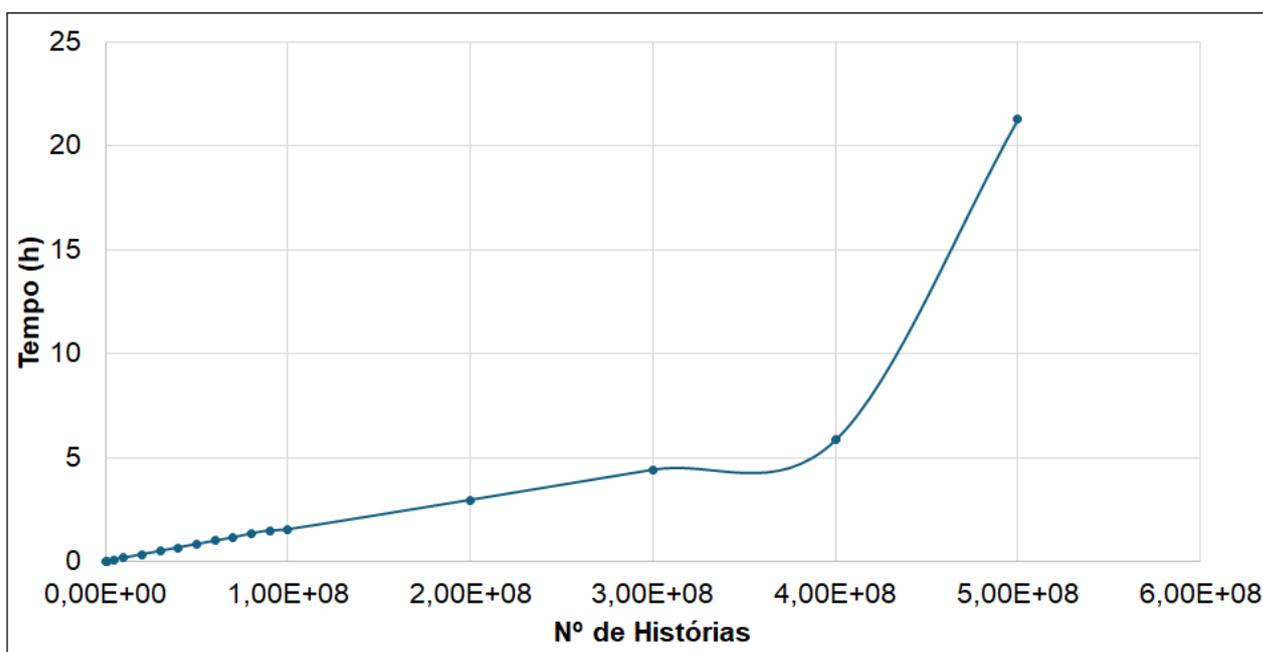
Sabe-se que, quanto maior o número de histórias, maior será a precisão da simulação, com a redução do coeficiente de variação (%). No entanto, após certo ponto, o coeficiente de variação tende a estabilizar, com variações muito pequenas, e

aumentar o número de histórias além desse ponto não justifica o tempo adicional de processamento, especialmente considerando o esforço computacional, a quantidade de testes a serem realizados e o tempo de cada simulação.

Com os dados obtidos, foi possível analisar o comportamento do coeficiente de variação em função do número de histórias. Foram gerados três gráficos para ilustrar essa relação: o Gráfico 3 mostra a variação do tempo de simulação em relação ao número de histórias; o Gráfico 4 apresenta a variação do coeficiente de variação (%) com o número de histórias; e o Gráfico 5 exibe a dose absorvida por atividade acumulada (mGy/MBq.s) em função do número de histórias.

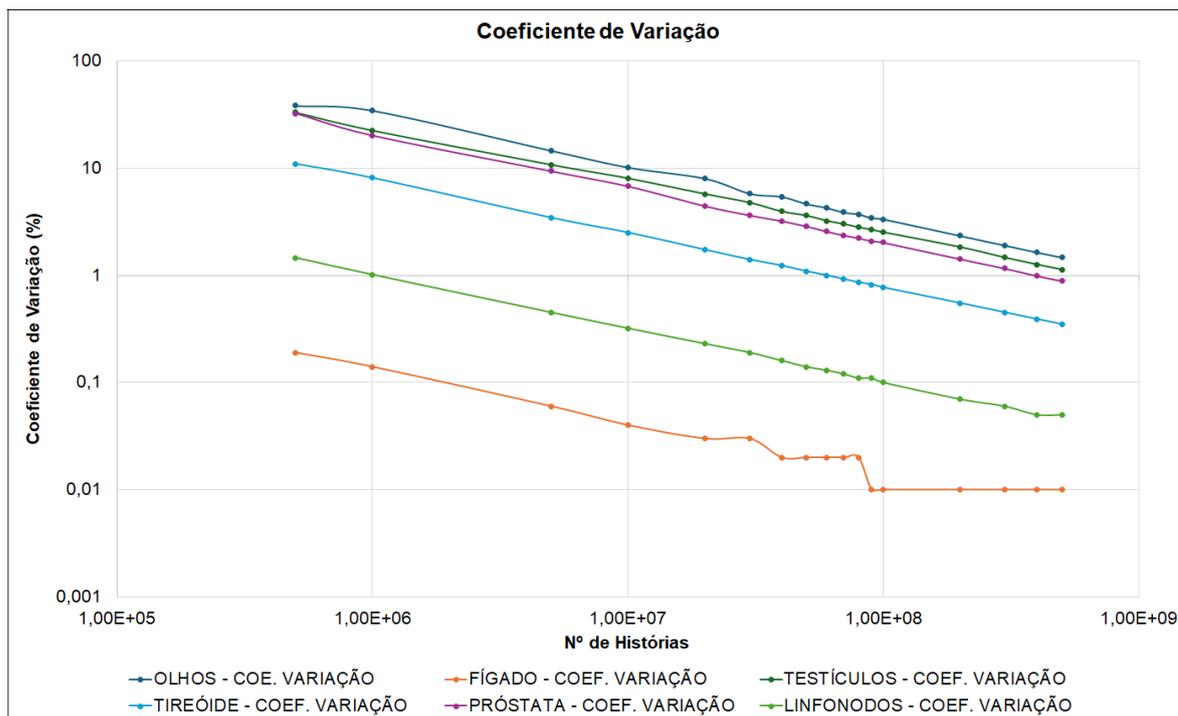
A partir dessas análises, foi escolhido o número de histórias $2E+08$ como ideal para as simulações, resultando em um tempo de 2,96 horas por simulação. O maior número de histórias, $5E+08$, levou 21,29 horas para ser concluído.

Gráfico 3 – Escolha do número de histórias em função do tempo.



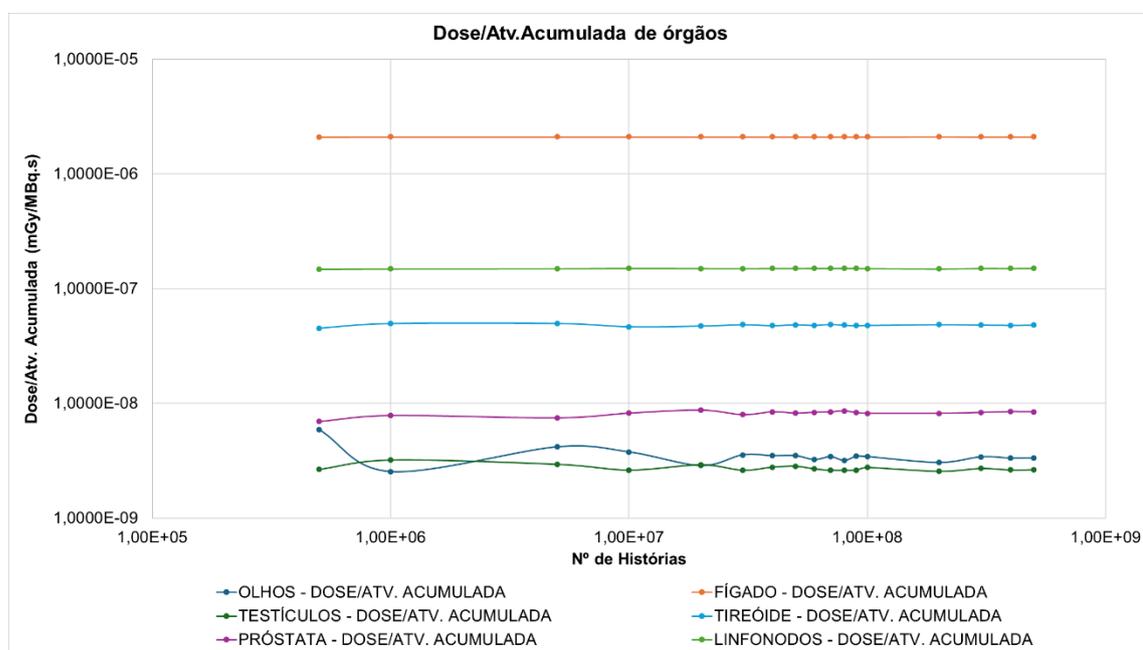
Fonte: O autor.

Gráfico 4 – Avaliação do número de histórias em relação ao coeficiente de variância (%).



Fonte: O autor.

Gráfico 5 – Avaliação do número de histórias em relação à dose absorvida por atividade acumulada (mGy/MBq.s).



Fonte: O autor.

Para os valores de Dose/Atividade acumulada (mGy/MBq.s), observou-se uma variação muito pequena. No caso dos olhos, por exemplo, entre os números de

histórias de $5,00E+05$ a $2,00E+07$, observou-se uma variação de $5,9015E-09$ mGy/MBq.s para $2,8697E-09$ mGy/MBq.s. A partir de $3,00E+07$ até $5,00E+08$ histórias, a dose estabilizou entre $3,5E-09$ mGy/MBq.s e $3,3E-09$ mGy/MBq.s.

Em relação ao coeficiente de variância (%), para os órgãos-fonte, fígado e linfonodo, observou-se pouca oscilação desde $5,00E+05$ histórias até $5,00E+08$ histórias. O fígado variou entre 0,19 % e 0,01 %, enquanto o linfonodo oscilou entre 1,45 % e 0,01 %. Já os órgãos menores, como os olhos, testículos e próstata, apresentaram maiores variações. Os olhos variaram de 38,1 % a 1,47 %, os testículos de 32,88 % a 1,13 %, e a próstata de 32,06 % a 0,89 %. A tireoide apresentou variação de 10,91 % para 0,35 %.

Para o número de histórias escolhido de $2,00E+08$, os coeficientes de variação para cada órgão foram os seguintes: olhos 2,34 %, fígado 0,01 %, testículos 1,83 %, tireoide 0,55 %, próstata 1,42 % e linfonodos 0,07 %. Esses resultados confirmam que, para a faixa de números de histórias selecionada, o coeficiente de variação é baixo e adequado para garantir a precisão das simulações.

5.4 ANÁLISE DA DOSE ABSORVIDA POR ATIVIDADE ACUMULADA: DISTRIBUIÇÃO E ACÚMULO DE DOSE NOS ÓRGÃOS

Para a análise da dose absorvida por atividade acumulada nos órgãos, foram selecionados aqueles considerados mais relevantes com base em dois critérios principais: a participação na distribuição do radiofármaco utilizado na linfocintilografia e a sensibilidade à radiação, segundo as diretrizes da ICRP 103.

No primeiro grupo, destacam-se os linfonodos (principal órgão-alvo na linfocintilografia), o fígado (devido à metabolização do radiofármaco) e a bexiga (em função do processo de excreção renal e do acúmulo temporário do radiofármaco). Esses órgãos foram incluídos por sua importância direta na cinética do radiofármaco.

Além disso, foram considerados os órgãos mais sensíveis à radiação, com base nos fatores de ponderação tecidual (w_T) estabelecidos pela ICRP 103, e levando-se em conta também as diferenças anatômicas entre os sexos masculino e feminino. Assim, foram incluídos os órgãos reprodutivos específicos (testículos para o modelo masculino e ovários e mamas para o feminino), bem como a medula óssea vermelha, cólon, pulmão e estômago.

Órgãos escolhidos para os MCEs Masculinos:

Linfonodos, fígado, bexiga, testículo, medula óssea vermelha, cólon, pulmão, estômago.

Órgãos escolhidos para os MCEs Femininos:

Linfonodos, fígado, bexiga, ovários, mama, medula óssea vermelha, cólon, pulmão e estômago.

As simulações computacionais foram realizadas com base nos Modelos MCEs: MSUPLC e FSUPLC. Foram considerados como órgãos-fonte principais os linfonodos e o fígado. Lembrando que a distribuição espacial da atividade foi determinada com base nas características anatômicas e funcionais individuais de cada paciente, conforme as imagens clínicas utilizadas para a construção dos MCEs. Os resultados obtidos para os S-values (mGy/MBq·s) nos MCEs masculinos e femininos estão apresentados nas Tabelas 12 e 13, respectivamente, representando a taxa de dose absorvida por atividade acumulada nos órgãos-alvo selecionados.

Tabela 12 – Distribuição da dose absorvida por atividade acumulada (mGy/MBq.s) nos MCEs masculinos.

MCEs	MSUPLC_P_A	MSUPLC_P_B	MSUPLC_P_C	MSUPLC_T_A	MSUPLC_T_B	MSUPLC_T_C
Órgãos						
Linfonodos	1,4999E-07	1,4875E-07	1,4764E-07	1,4882E-07	1,4736E-07	1,5020E-07
Fígado	2,1070E-06	2,1140E-06	2,1139E-06	2,1017E-06	2,1338E-06	2,1064E-06
Bexiga	1,8660E-08	1,8010E-08	1,7817E-08	1,8068E-08	1,7427E-08	1,8908E-08
Medula óssea vermelha	1,3960E-07	1,3978E-07	1,3959E-07	1,3968E-07	1,4005E-07	1,3964E-07
Parede do cólon	1,2283E-07	1,2032E-07	1,1799E-07	1,1988E-07	1,1634E-07	1,2304E-07
Pulmão	2,5639E-07	2,5805E-07	2,6008E-07	2,6287E-07	2,5794E-07	2,5469E-07
Parede do estômago	7,8982E-07	7,9083E-07	8,0067E-07	7,8901E-07	8,0410E-07	7,9664E-07
Testículos	2,7705E-09	2,5578E-09	2,4595E-09	2,5741E-09	2,4993E-09	2,6327E-09
Dose Efetiva	3,1973E-07	3,1989E-07	3,2144E-07	3,2066E-07	3,2166E-07	3,2026E-07

Fonte: O autor.

Tabela 13 – Distribuição da dose absorvida por atividade acumulada (mGy/MBq.s) nos MCEs femininos.

MCEs	MSUPLC_P_A	MSUPLC_T_A
Órgãos		
Linfonodos	2,7369E-07	2,7426E-07
Fígado	2,3046E-06	2,2839E-06
Bexiga	4,4547E-08	4,3375E-08
Medula óssea vermelha	2,0161E-07	2,0233E-07
Parede do cólon	2,0664E-07	2,0613E-07
Pulmão	2,7048E-07	2,7671E-07
Parede do estômago	8,3654E-07	8,4190E-07
Ovários	6,9553E-08	6,7938E-08
Mamas (Tecido glandular)	2,3011E-07	2,3216E-07
Dose Efetiva	3,7909E-07	3,8069E-07

Fonte: O autor.

A análise dos S-values simulados para os modelos clínicos equivalentes (MCEs) masculinos tanto na fase precoce quanto na tardia — derivados dos pacientes A, B e C — evidencia um alto grau de consistência nos valores obtidos para os principais órgãos e tecidos avaliados. Essa homogeneidade decorre da utilização do mesmo fantoma voxelizado masculino (MASH), associado a distribuições clínicas que, apesar de individualizadas, apresentaram trajetos linfáticos simétricos e fisiológicos, sem retenções unilaterais ou bilaterais nos MMII. Além disso, as doses calculadas refletem administrações homogêneas de atividade (cerca de 1 mCi por membro inferior) em indivíduos adultos. Esse padrão contribui para uma distribuição espacial de dose semelhante entre os diferentes pacientes simulados.

No caso feminino, o modelo FSUPLC foi aplicado a uma única paciente, com fases precoce e tardia. Embora a comparação entre diferentes indivíduos do sexo feminino não tenha sido possível, os resultados simulados entre os dois momentos dessa paciente mostraram coerência interna, sugerindo que o método permanece confiável também nesse cenário, mesmo com mudanças temporais na biodistribuição do radiofármaco.

Observando os valores absolutos dos S-values, o fígado se destacou em todos os modelos — masculinos e femininos — como o órgão com os maiores valores, na ordem de grandeza de 10^{-6} mGy/MBq.s, superando significativamente outras estruturas, cujos S-values se concentraram entre 10^{-7} e 10^{-9} mGy/MBq.s. Essa predominância além dele ser um órgão-fonte, pode estar relacionada ao papel metabólico do fígado e à sua posição anatômica, frequentemente associada à captação ou passagem do radiofármaco.

Outro ponto de interesse foi o valor elevado observado na parede do estômago, tanto nos modelos masculinos quanto femininos, o que pode decorrer de sua proximidade anatômica com o fígado e da morfologia do campo de drenagem linfática abdominal. Por outro lado, estruturas radiosensíveis como testículos, ovários e a medula óssea vermelha apresentaram S-values consideravelmente menores. No caso da medula óssea vermelha — ainda que distribuída ao longo do esqueleto axial — os valores baixos observados podem indicar que sua localização anatômica e densidade relativa contribuíram para uma menor absorção de energia nas condições simuladas.

Adicionalmente, ao final de todos os órgãos, pode-se observar o resultado da dose efetiva, que é fornecido automaticamente pelo código EGSnrc juntamente com

os S-values. Esse valor é importante para a avaliação da radioproteção geral do paciente e a quantificação do risco associado à exposição à radiação.

Esses resultados reforçam que características anatômicas e fisiológicas, como o fluxo linfático, influenciam diretamente a distribuição dos S-values. Embora os MCEs tenham sido gerados a partir de fantasmas padrão, sua personalização anatômica permitiu observar variações compatíveis com cenários clínicos reais. Ressalta-se, entretanto, que todos os pacientes avaliados apresentavam trajetos linfáticos fisiológicos e simétricos, de modo que condições como bloqueios unilaterais ou bilaterais não estavam presentes nas simulações.

5.5 ANÁLISE COMPARATIVA COM OS S-VALUE DO OPENDOSE

Para a comparação com os resultados obtidos nos MCEs, foi utilizado o OpenDose, um projeto internacional de acesso aberto voltado para a construção de um banco de dados confiável em dosimetria aplicada à Medicina Nuclear (Chauvin et al., 2020). O OpenDose disponibiliza valores de S-value (mGy/MBq·s) para diferentes combinações de órgãos-fonte e órgãos-alvo, utilizando os fantasmas de referência ICRP 110 adulto masculino (AM) e feminino (AF).

O S-value representa a taxa de dose absorvida por um órgão-alvo em função da atividade acumulada em um órgão-fonte. No entanto, uma limitação prática da plataforma OpenDose, no seu uso direto via interface gráfica, é que ela apresenta os S-values considerando apenas uma fonte por vez, o que impede a geração automática de um valor total de dose a partir de múltiplas fontes combinadas.

Nos MCEs desenvolvidos neste trabalho, foram consideradas simultaneamente múltiplas fontes (linfonodos e fígado), e os S-values obtidos são resultantes dessa composição anatômica e funcional. Assim, não foi realizada uma comparação quantitativa direta, mas sim uma análise qualitativa, utilizando como referência o fígado como órgão-fonte no OpenDose, visando ilustrar diferenças de abordagem entre os modelos.

Contudo, segundo os princípios da metodologia MIRD (BOLCH et al., 1999, MIRD Pamphlet nº17), é possível realizar a superposição linear de múltiplos S-values ponderados pelas respectivas atividades acumuladas (\tilde{A}) para estimar a dose total absorvida em um alvo. A plataforma OpenDose, embora não faça isso

automaticamente, permite exportar os S-values individualmente, o que tecnicamente possibilita essa composição posterior, caso se disponha das atividades acumuladas nos órgãos-fonte.

No entanto, essa abordagem não foi adotada neste trabalho por duas razões principais: (i) Os MCEs utilizados neste estudo são baseados em imagens clínicas reais, com distribuição espacial personalizada de atividade de acordo com cada paciente, embora a anatomia permaneça fixa, enquanto o OpenDose utiliza fantomas com geometrias e distribuições padronizadas; e (ii) a proposta do trabalho foca na análise comparativa visual e qualitativa para ilustrar diferenças nos S-values resultantes de distribuições anatômicas e funcionais reais.

Portanto, a comparação deve ser interpretada como ilustrativa, não como uma tentativa de validação quantitativa direta. A Tabela 14 apresenta os S-values do OpenDose com o fígado como fonte, utilizados para comparação visual com os valores obtidos nos MCEs. Os Gráficos 6 a 9 mostram esses S-values por órgão-alvo, separados por sexo e dispostos em escala logarítmica, para facilitar a visualização diante da ampla variação de magnitude entre os valores.

Tabela 14 – S-values (mGy/MBq.s) extraídos do OpenDose considerando o fígado como órgão-fonte para os modelos masculino (ICRP 110 AM) e feminino (ICRP 110 AF).

OpenDose Órgãos	S-value Fígado (AM)	S-value Fígado (AF)
Linfonodos	1,8944E-07	1,9761E-07
Fígado	3,4405E-06	4,1230E-06
Bexiga	2,1389E-08	2,0325E-08
Parede do cólon	1,1765E-06	4,7162E-07
Pulmão	3,0166E-07	3,2786E-07
Parede do estômago	4,9629E-07	6,0389E-07
Testículos	6,7546E-10	---
Ovários	---	1,0450E-08
Mamas (Tecido Glandular)	---	1,6981E-07

Fonte: O autor.

Gráfico 6 – S-values do OpenDose e MCEs (masculino) para o fígado como órgão-fonte – Conjunto 1.

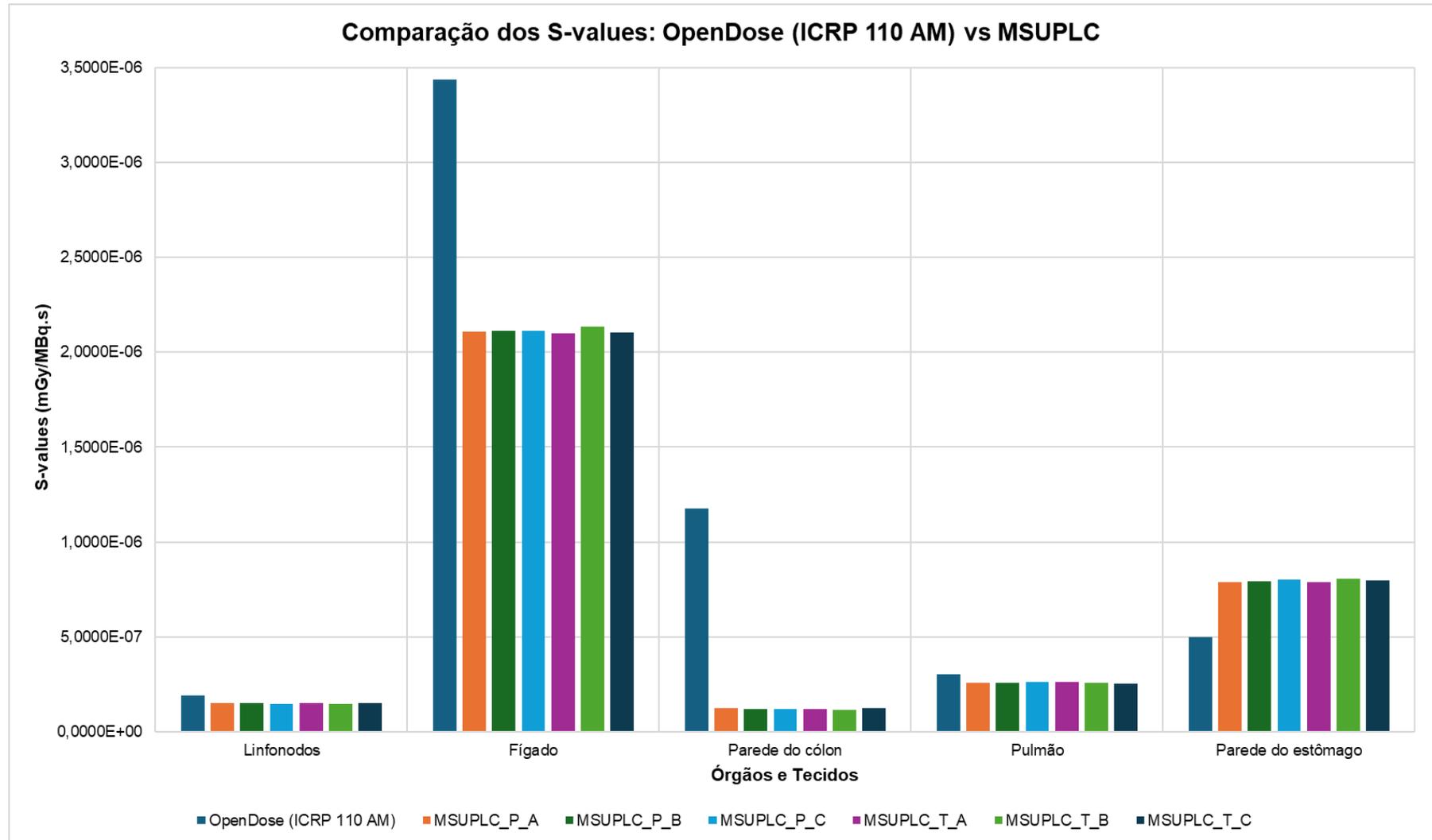
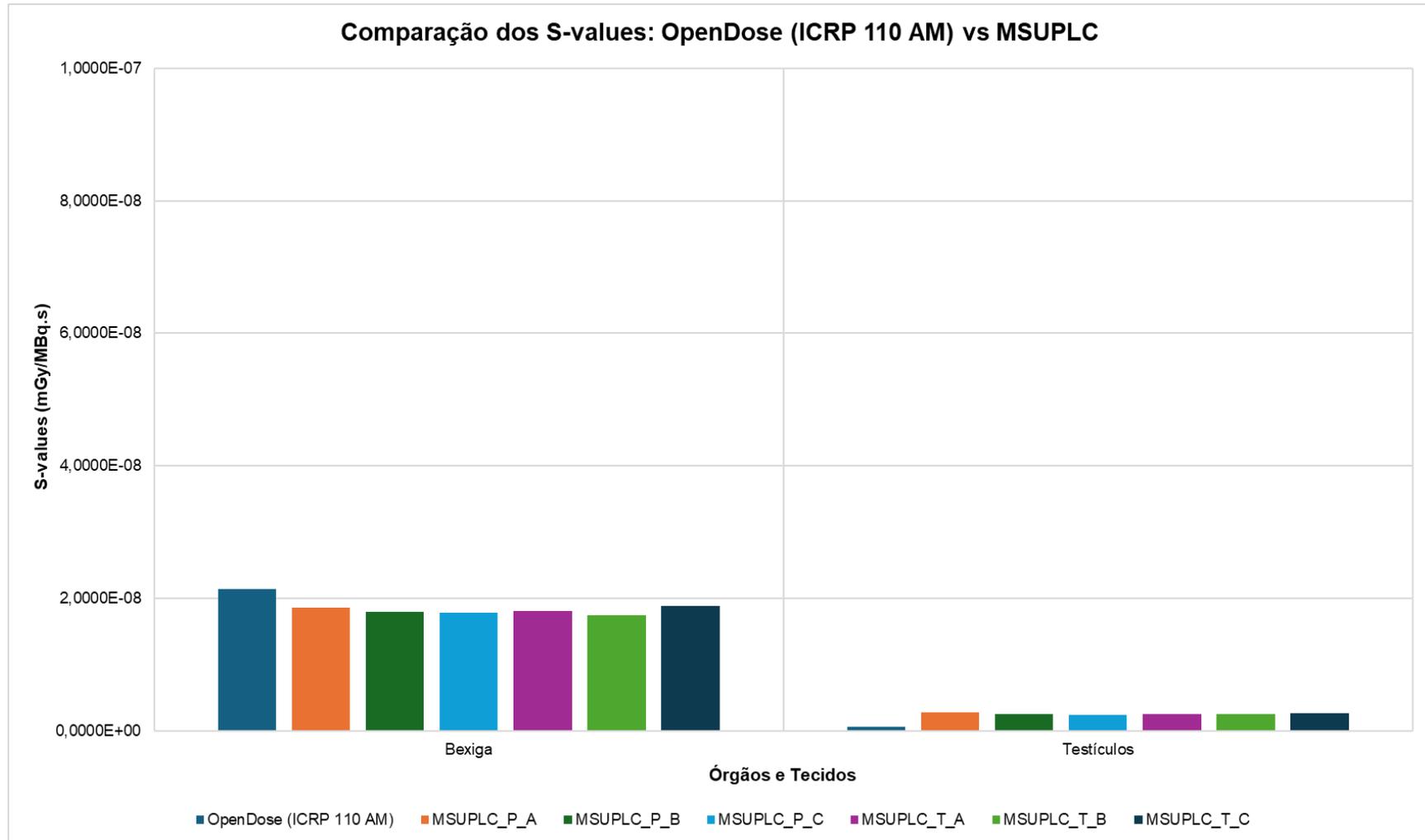
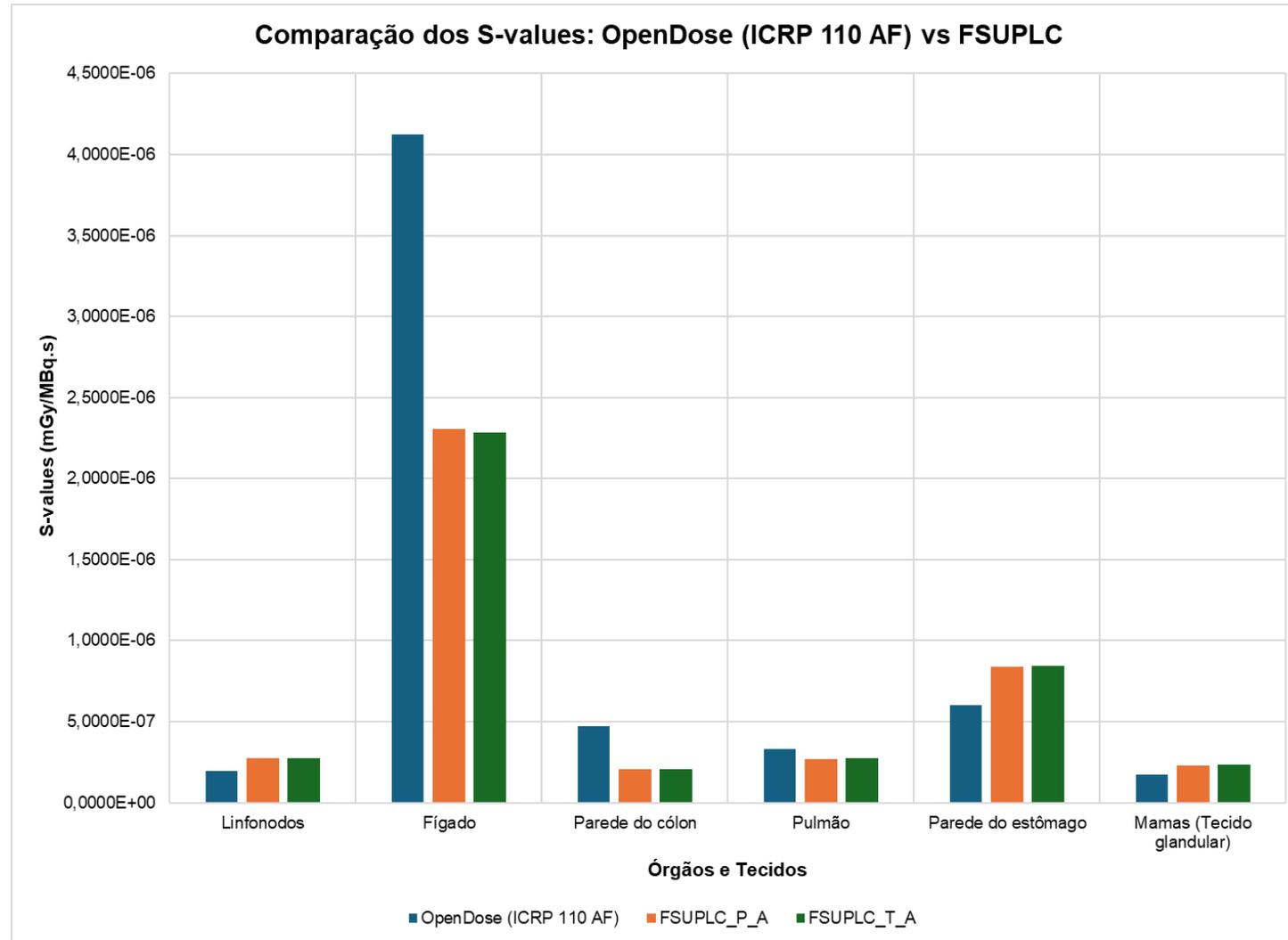


Gráfico 7 – S-values do OpenDose e MCEs (masculino) para o fígado como órgão-fonte – Conjunto 2.



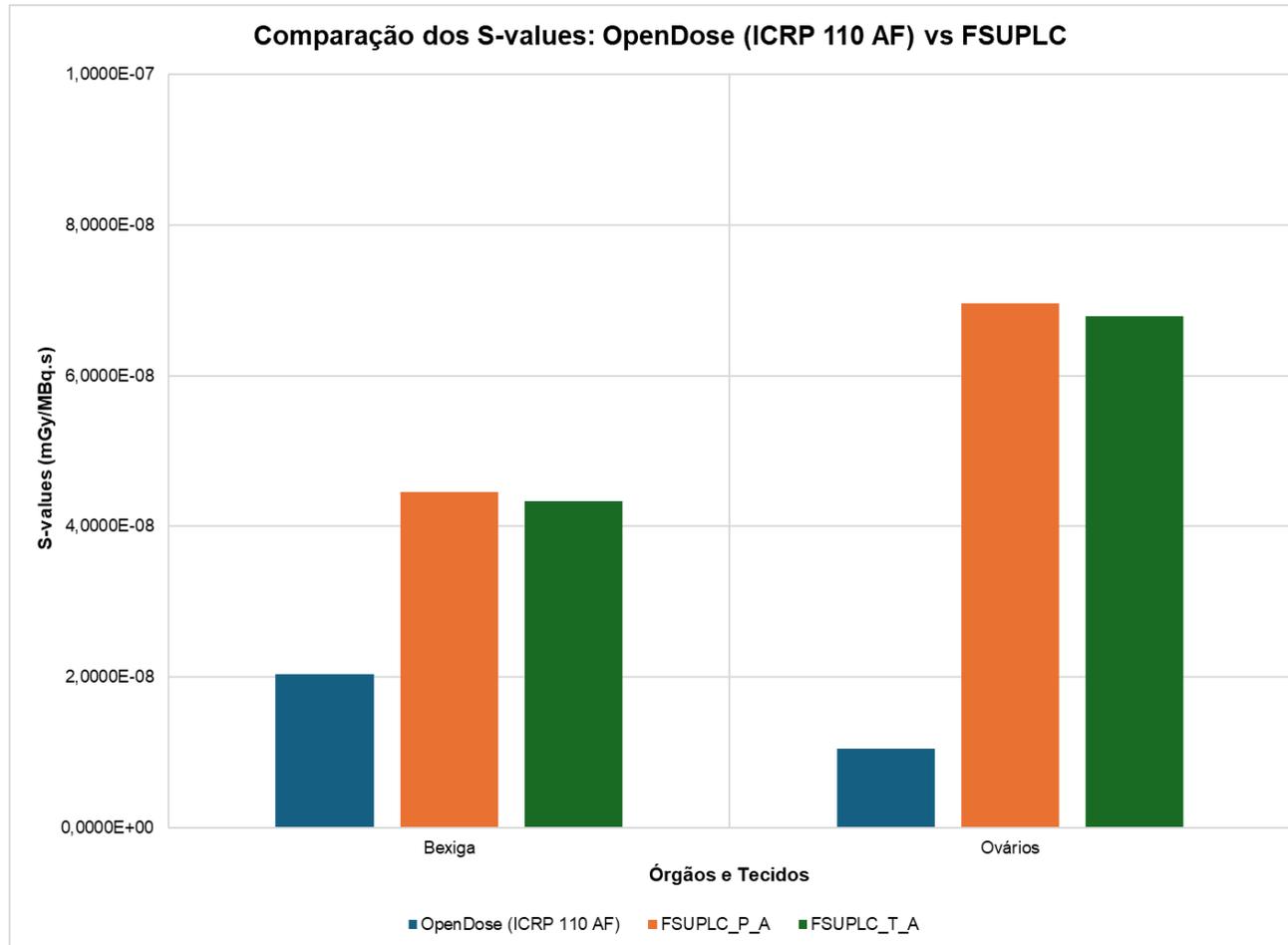
Fonte: O autor.

Gráfico 8 – S-values do OpenDose e MCEs (feminino) para o fígado como órgão-fonte – Conjunto 1.



Fonte: O autor.

Gráfico 9 – S-values do OpenDose e MCEs (feminino) para o fígado como órgão-fonte – Conjunto 2.



Fonte: O autor.

Devido à ampla variação nos valores dos S-values, os eixos Y foram ajustados individualmente em cada gráfico para otimizar a visualização dos órgãos dentro de cada conjunto. Assim, a comparação entre gráficos é ilustrativa, considerando as diferentes escalas aplicadas.

Apesar da visualização gráfica permitir uma apreciação geral dos S-values obtidos nos diferentes modelos, é importante destacar que não se trata de uma comparação quantitativa direta. As diferenças observadas entre os dados do OpenDose (baseado nos fantomas ICRP 110 AM e AF) e os modelos personalizados (MCEs) refletem, entre outros fatores, as distintas características anatômicas dos fantomas utilizados, a personalização presente nos MCEs e as limitações da própria plataforma OpenDose, que permite apenas um órgão-fonte por vez. Além disso, alguns órgãos presentes nos MCEs, como a medula óssea vermelha — embora incluídos nos fantomas ICRP 110 — não estão disponíveis para seleção na plataforma OpenDose, restringindo a comparação apenas aos órgãos-alvo comuns. Essa análise reforça a complexidade envolvida na dosimetria interna e a importância do uso de modelos personalizados, especialmente quando se busca uma estimativa mais realista dos S-values em diferentes contextos clínicos.

Estudos recentes corroboram essa perspectiva: Lorduy-Alós et al. (2024) demonstraram que, ao se comparar fantomas personalizados com o modelo padrão utilizado no OpenDose, podem ocorrer diferenças relativas de até 67,9% nos S-values de órgãos adjacentes, evidenciando o impacto da geometria específica do paciente na avaliação dosimétrica. Complementarmente, Papadimitroulas et al. (2018) propuseram um método personalizado baseado em simulações Monte Carlo (utilizando o toolkit GATE) para estimativa da dose absorvida em órgãos-alvo, considerando biodistribuições clínicas específicas de cinco radiofármacos em modelos computacionais pediátricos personalizados (de 5 a 14 anos, ambos os sexos). Os resultados foram comparados com os obtidos pelo software OLINDA/EXM 1.1, baseado em fantomas de referência com ajustes de massa, revelando discrepâncias de aproximadamente 10% a 150% nas doses absorvidas. Essas variações foram atribuídas, principalmente, às diferenças anatômicas e às distribuições realistas de atividade, evidenciando que métodos baseados em fantomas genéricos (como os de voxel ou de malha padrão) podem subestimar ou superestimar significativamente a dose absorvida em cenários clínicos reais.

6. CONCLUSÕES

Este trabalho atingiu com êxito os objetivos propostos, com destaque para as contribuições inéditas no campo da dosimetria e simulação de linfocintilografia de MMII, especialmente no que diz respeito à construção de uma metodologia robusta e reprodutível para a criação de catálogos de fontes radioativas a partir de imagens clínicas reais, possibilitando simulações mais realistas e individualizadas.

Parte significativa da proposta consistiu na criação de dois catálogos de fontes radioativas, MSUPLC_TC99m.txt e FSUPLC_TC99m.txt, que foram baseados em imagens de linfocintilografia de MMII processadas com o software DIP. Essa metodologia possibilitou o desenvolvimento dos catálogos no Monte Carlo, resultando em simulações precisas das distribuições de dose em órgãos específicos.

Para integrar as fontes radioativas aos MCEs, foram necessárias adaptações no código .mortran e alterações estruturais em todas as pastas do EGSnrc relacionadas às seis dos modelos masculinos e duas do modelo feminino. Essa etapa foi essencial para viabilizar o correto acoplamento ao EGSnrc e a posterior simulação dos efeitos da radiação nos órgãos-alvo.

Os resultados obtidos apresentaram consistência interna entre os modelos simulados, demonstrando reprodutibilidade metodológica. Além disso, as comparações qualitativas com dados do OpenDose evidenciaram as diferenças entre abordagens padrão e simulações personalizadas, reforçando o potencial da metodologia para aplicações individualizadas. Apesar das limitações relativas à amostra reduzida e à ausência de validação estatística quantitativa aprofundada, bem como da ausência de representação dos vasos linfáticos nos fantasmas MASH_sup e FASH_sup utilizados, o trabalho amplia as possibilidades de simulação realista da dosimetria em exames de linfocintilografia de MMII a partir de imagens clínicas reais.

Outro ponto importante foi a capacidade da metodologia de ser expandida para outros exames de cintilografia na Medicina Nuclear, visto que muitos radiofármacos utilizados na prática clínica utilizam o ^{99m}Tc como fonte. Dessa forma, os catálogos criados podem ser utilizados para serem adicionados novos exames de linfocintilografia de MMII a partir de novas imagens ou serem criados novos catálogos a partir de diferentes exames cintilográficos.

7. PERSPECTIVAS

Além de ampliar a aplicação da metodologia para outros tipos de exames de cintilografia, uma perspectiva futura importante é o ajuste dos fantasmas MSUPLC e FSUPLC para incluir o órgão fonte: vasos linfáticos, um componente que atualmente não está representado nos modelos originais baseados nos fantasmas MASH_sup e FASH_sup. Essa modificação contribuirá para a melhoria da representação dos órgãos envolvidos nos exames, contribuindo para um entendimento mais preciso das distribuições de dose, particularmente no cálculo dos S-values. Além disso, seria possível adaptar a metodologia para o fantoma MARTIN, que já inclui os vasos linfáticos na versão em pé. O desenvolvimento de uma versão supina do fantoma MARTIN (MARTIN_sup) e a realização de simulações com esse modelo são objetivos futuros que podem expandir significativamente a aplicabilidade da metodologia.

Portanto, este estudo oferece uma base sólida para otimizar os protocolos de linfocintilografia na Medicina Nuclear, contribuindo para o desenvolvimento de métodos de simulação mais precisos e personalizados, com o potencial de gerar S-values mais realistas e aprimorados. Esse avanço abre ainda um campo fértil para futuras pesquisas e aprimoramentos na área, principalmente no que se refere à simulação de distribuições de dose em modelos mais complexos.

REFERÊNCIAS

- ALDERSON, S. W., L. H., LANZL, M. ROLLINS, SPIRA, J., An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. **Am. J. Roentg.**, v. 87, p. 185-95, 1962.
- AMORIM, V. M. C. **The design and evaluation of a digital, multi-modal phantom of a life-size mouse using computational simulation.** Dissertação de Mestrado, Universidade de Coimbra, 2019.
- ANDRADE, P. H. A. **Construção e voxelização de um fantoma mesh masculino adulto com macro circulação e vasos linfáticos.** 2018. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de energia nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2018.
- ANDRADE, P. H. A.; VIEIRA, J. W.; VELOSO, R. J. B.; LIMA F. R. A. Um método para voxelização de geometrias 3D de malhas. **Brazilian Journal of Radiation Science**, 08-01A (2020) 01-10.
- ANVISA.** RDC nº 611, de 2022: Boas Práticas de Radioproteção em Serviços de Radiologia Diagnóstica e Intervencionista, Medicina Nuclear e Radioterapia. Brasília, 2022.
- BARBOSA, A. K. S. **Avaliação dosimétrica em braquiterapia permanente de baixa taxa de dose para tratamento de câncer de Próstata.** Dissertação de Mestrado PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2010.
- BARCELOS, J. R. R. Linfoma de Hodgkin e Linfoma Não-Hodgkin: Revisão sobre diagnóstico e tratamento. **Revista Brasileira de Hematologia e Hemoterapia**, São Paulo, v. 31, n. 1, p. 70-77, 2009. DOI: 10.1590/S1516-84842009005000077.
- BARRAL, C. M.; STEHLING, A. P.; SILVA, A. C. M.; CASTRO, A. C.; IVO, C. S.; KORMAN, D. E.; MAGALHÃES, L. N.; CARVALHO, L. A.; FÉLIX, M. T. M.; MACHADO, F. S. Linfocintilografia de membros inferiores: estudo retrospectivo de 154 casos no período de março de 2009 a junho de 2010. **Revista Médica de Minas Gerais**, v. 23, n. 2, p. 182–192, 2013.
- BEAUREGARD, J. M. The case for patient-specific dosimetry in radionuclide therapy. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 63, n. 1, p. 14S-21S, 2022. DOI: 10.2967/jnumed.121.262570.
- BEZERRA, L. R. D. **Modelagem de fantasmas e fontes naturais terrestres para dosimetria ambiental.** 2020. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco, CTG, Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2020.
- BIELAJEW, A. F. **Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport.** Ann Arbor: The University of Michigan, 2020.

BLENDER FOUNDATION. **Manual de referência do blender**: versão 2.79: Disponível em: <https://docs.blender.org/>. Acesso em: 01 ago. 2018.

BOLCH, W. E.; BOUCHET, L. G.; ROBERTSON, J. S.; WESSELS, B. W.; SIEGEL, J. A.; HOWELL, R. W.; ERDI, A. K.; AYDOGAN, B.; COSTES, S.; WATSON, E. E.; BRILL, A. B.; CHARKES, N. D.; FISHER, D. R.; HAYS, M. T.; THOMAS, S. R. MIRD pamphlet No. 17: The Dosimetry of Nonuniform Activity Distributions — Radionuclide S Values at the Voxel Level. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 40, supl. 1, p. 11S–36S, 1999.

BRASIL. NR-32: Segurança e Saúde no Trabalho com Radiações Ionizantes. Ministério do Trabalho e Emprego, 2022.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M. J.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2ª ed., USA, Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

CABRAL, M. O. M. **Desenvolvimento de Um Modelo Computacional de Exposição para Uso em Avaliações Dosimétricas em Gestantes**. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2015.

CAGNASSI, T.; SILVA, L. S.; MORAES, P. T. de; SILVA, T. B. de F. Desmistificando o linfedema - Revisão de literatura. **Revista Saúde em Foco**, v. 15, p. 1055, 2023.

CAMOZZATO, T. S. C.; SOARES, C. K.; PETRY, E. A.; ANDRADE, G. R. de; SOARES, J. de A.; SILVA, L. M. da; SANTOS, N. R. C. dos; DUTRA, V. F. **Medicina Nuclear na Prática**. 1. ed. Florianópolis: Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, 2020.

CAMPOS, G. et al. Avaliação do sistema linfático por linfocintilografia: principais indicações e achados. **Journal of Vascular Brasil**, v. 13, n. 1, p. 12-18, 2014. Disponível em: SciELO. Acesso em: 17 jan. 2025.

CARACAPPA, P. F.; RHODES, A.; FIEDLER, D. Multi-resolution voxel phantom modeling: a high-resolution eye model for computational dosimetry. **Phys Med Biol**. v. 59, n. 18, p. 5261-75, 2014.

CARDOSO, E. M. **A energia nuclear**. 3.ed.- Rio de Janeiro: CNEN, 2012. (Apostila educativa) 52 p.

CASSOLA, V. F. **Acoplamento Dos Fantomas Tomográficos FAX06 e MAX06 ao Código Monte Carlo GEANT4**. Universidade Federal de Pernambuco, Departamento de Energia Nuclear. Dissertação de Mestrado, 2007.

CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantasmas humanos computacionais usando malhas poligonais em função da postura, massa e altura.** Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2011.

CERN. **GEANT4 Book For Application Developers. Switzerland, 2020.** Versão: 10.7. Disponível em: <https://geant4.web.cern.ch/support/user_documentation> Data de acesso: 02 de julho de 2021.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). *CNEN NN 3.01 – Resolução CNEN 323/24: Requisitos de radioproteção para instalações radiativas e ocupacionalmente expostas.* Rio de Janeiro, 2024.

CRISTY, M. **Mathematical phantom representing children at various ages for use in estimates of internal dose.** Report n. ORNL/NUREG/TM-367, Oak Ridge NationalMLaboratory, Oak Ridge, Tenn. USA, 1980.

CONHEÇA A MEDICINA NUCLEAR. SBMN (Sociedade Brasileira de Física Médica), 2021. Disponível em: <https://sbmn.org.br/comunicacao/conheca-a-medicina-nuclear/>. Acesso em: 28 jun. 2021.

COSTA. D. C.; OLIVEIRA J. M. A. P.; BRESSAN. R. A. PET e SPECT em neurologia e PET e SPECT em neurologia e psiquiatria: do básico às aplicações psiquiatria: do básico às aplicações clínicas **Rev Bras Psiquiatria.** 2001;23(Supl I):4-5

COSTA, K.S.S. **Desenvolvimento de modelos antropomórficos patológicos usando técnicas de modelagem 3D para dosimetria numérica.** 2011. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Pernambuco, CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares (PROTEN), 2011.

COUTO, I. T.V; FILHO, F. J. L.; OLIVEIRA, A. C. H.; VIEIRA, J. W. Construção de um fantoma físico para simulação de exames de cintilografia da tireoide. . **Congresso Norte Nordeste de Pesquisa e Inovação, Palmas, Tocantins, 2012.**

DAŁBROWSKI, J.; MERKERT, R.; KUŚMIEREK, J. Optimized lymphoscintigraphy and diagnostics of lymphatic edema. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular,** v. 23, n. 2, p. 185-195, 2008. DOI: 10.5935/1678-9741.20080028.

DOERFEL, H.; BARCELLOS, M. A.; FRANCO, L. M.; PINHEIRO, G. M.; CARVALHO, R. L.; LIMA, J. R.; SILVA, T. A.; OLIVEIRA, S. P.; PEREIRA, A. R.; MORAES, M. F. **Internal dosimetry: the science and art of internal dose assessment.** RC-6. 2023. **International Radiation Protection Association (IRPA).** Disponível em: <https://www.irpa.net/members/54302/%7B884C1520-D5CB-4908-94B4-954007C0F734%7D/RC%206%20Internal%20Dosimetry%20-%20The%20Science%20and%20Art%20of%20Internal%20Dose%20Assessment.pdf>. Acesso em: 8 jan. 2025.

DIDIER NETO, F. M. F.; KISO, K. M. Comprometimento dos linfonodos em adultos. **Arquivos de Medicina**, Hospital das Clínicas da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, São Paulo, v. 58, p. 79-87, 2013. Disponível em: <https://arquivosmedicos.fcmsantacasasp.edu.br/index.php/AMSCSP/article/view/228/240>. Acesso em: 15 jan. 2025.

DIMBYLOW, P. J. **The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry**. Proceedings of the International Workshop on Voxel Phantom Development. National Radiological Protection Board Report, Chilton, UK, 1995.

DOSIMETRIA INDIVIDUAL. Sapr Landauer. Disponível em: <https://www.saprandauer.com.br/protacao-radiologica-saiba-sobre-os-principais-aspectos-normas-e-tecnologias-empregadas/dosimetria-individual/>. Acesso em: 02 jul. 2020.

FARIAS, W. A. W. A.; VIEIRA, J. W.; SANTANA, I. E.; SILVA, V. H. F. F.; LINS, J. A. G.; ANDRADE, P. H. A.; LIMA, F. R. A. Adaptação de um fantoma antropomórfico para representar um IOE no momento da administração de radiofármacos em medicina nuclear. In: International Joint Conference Radio 2019, São Paulo. *Anais eletrônicos. Brazilian Journal Radiation Science*, 2019. DOI: <https://doi.org/10.15392/bjrs.v8i1A.1031>.

FARIAS, W. A. W. A.; VIEIRA, J. W.; SANTANA I. E.; SILVA V. H. F. F.; LINS, J. A. G.; ANDRADE P. H. A.; LIMA F. R. A. Adaptação de um fantoma antropomórfico para representar um IOE no momento da administração de radiofármacos em medicina nuclear. **Brazilian Journal of Radiation Science**, 08-01A (2020) 01-16.

FARIAS, W. A. W. A. **Desenvolvimento de uma plataforma computacional para a geração de fantasmas antropomórficos e fontes emissoras de elétrons**. 2023. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2023.

FILHO, F. J. L. **Avaliações dosimétricas em pacientes submetidos à radioiodoterapia com base em fantasmas de voxels e em imagens de medicina nuclear**. Tese de Doutorado PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2007.

GIBBS, S. J. et al. Patient risk from interproximal radiography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 58, n. 3, p. 347-354, set. 1984. DOI: 10.1016/0030-4220(84)90066-5.

GRUPORPH. RPHLIMPHA. Bula. Aprovada pela ANVISA em 21/12/2020. Disponível em: <https://www.bulas.med.br/p/bulas-de-medicamentos/bula/1443340/rphlimpha.htm>. Acesso em: 17 jan. 2025.

HALL, John E.; GUYTON, Arthur C. **Tratado de Fisiologia Médica** [recurso eletrônico] / tradução de Alcides Marinho Junior ... et al. - Rio de Janeiro : Elsevier, 2011. - Recurso digital: il.

HIRONAKA, F. H.; SAPIENZA, M.T.; ONO, C.R.; M.S, LIMA; BUCHPIGUEL, C.A. 2012, **Medicina Nuclear: princípios e aplicações**, Editora Atheneu, São Paulo, Brasil.

HWANG, J. M. L; POSTON, J. W.; SHOUP, R. L.; WARNER, G. G. **Maternal, fetal and pediatric phantoms**. Report n. ORNL-5046, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn. USA, 259-261, 1975.

HWANG, J. M. L; SHOUP, R. L.; POSTON, J. W. **Mathematical description of a newborn human for use in dosimetry calculations**. Report n. ORNL-5453, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn. USA, 259-261, 1976a.

HWANG, J. M. L; SHOUP, R. L.; POSTON, J. W. **Modifications and additions to the pediatric and adult phantoms**. Report n. ORNL-5454, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn. USA, 259-261, 1976b.

HWANG, J. M. L; SHOUP, R. L.; WARNER, G. G.; POSTON, J. W. **Mathematical description of a one- and five-year old child for use in dosimetry calculations**. Report n. ORNL/TM-5293, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn. USA, 259-261, 1976c.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 23**. Oxford, 1975.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection. ICRP Publication 66**. Ann. ICRP 24 (1-3), 1994.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103**. Oxford, 2007.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 110**. Oxford, 2009.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Adult mesh-type reference computational phantoms. ICRP Publication 145**. Ann. ICRP, v. 49, n. 3, 2020.

IPEN. Radiofármacos comercializados pelo Centro de Radiofármica do IPEN-CNEN. Revisado em 19/10/2023. Disponível em: https://www.ipen.br/portal_por/conteudo/institucional/arquivos/ipen-produtos_servicos_comercializados.pdf. Acesso em: 17 jan. 2025.

JONES, R. M.; POSTON, J. W.; HWANG, J. M. L.; JONES, T.; D. WARNER, G. G. **The development and use of a fifteen-year-old equivalent mathematical phantom for internal dose calculations.** Report n. ORNL/TM-5278, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn. USA, 1976.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O.; TESSIER, F.; WALTERS, B. R. B., The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. **NRCC Report PIRS-701.** National Research Council of Canada, Ottawa, Canadá, 2017.

KNOLL, Glenn F. **Radiation detection and measurement.** 4. ed. Hoboken: Wiley, 2010.

KRAMER, R.; ZANKL, M.; WILLIAMS, G.; DREXLER, G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and monte carlo methods. Part I: The male (ADAM) and female (EVA) adult mathematical phantoms. GSF-Bericht S-885. **GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany,** 1982.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; FUELLE, D. All about MAX: A male adult voxel phantom for monte carlo calculations in radiation protection dosimetry. ***Physics in Medicine and Biology***, vol. 48, no. 10, p. 29-58, 2003.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, V. J. M.; LIMA, F. R. A.; HOFF, G. All about FAX: A female adult voxel phantom for monte carlo calculation in radiation protection dosimetry. ***Physics in Medicine and Biology***, vol. 48, no. 23, p. 3599-3614, 2004A.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, F. R. A.; HOFF, G. Comparison of effective dose between tomographic and mathematical phantoms for external exposures to photons. In: **INTERNATIONAL CONGRESS OF RADIATION PROTECTION – IRPA 11, 2004, Madrid.** Proceedings... Madrid: IRPA, 2004B. Disponível em:

https://www.researchgate.net/publication/228513252_Comparison_of_effective_dose_between_tomographic_and_mathematical_phantoms_for_external_exposures_to_photons. Acesso em: 25 abr. 2025.

KUBO, A. L. S. L.; **Avaliação Crítica da Exposição Ocupacional Externa nos Serviços de Medicina Nuclear no Brasil.** Tese (Doutorado) - Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2016.

LEE, S. H.; CHEON, B. W.; MIN, C. H.; HAN, H.; KIM, C. H.; HAN, M. C.; KIM, S. TET2DICOM-GUI: Graphical User Interface Based TET2DICOM Program to Convert Tetrahedral-Mesh-Phantom to DICOM-RT Dataset. ***Progress in Medical Physics***, v. 33, n. 4, p. 172-179, 2022. DOI: 10.1002/acm2.13448.

LESLIE, W. D.; GREENBERG, I. D. **Nuclear Medicine**. 1. ed. Texas, EUA: Landes Bioscience, 2003.

LOMBARDO P. A. *et al.* Development and validation of the realistic anthropomorphic flexible (raf) phantom. **Health Physics**, v. 114, n. 5, p. 486-499, 2018.

LORDUY-ALÓS, M.; ANDRADE, P. H. A.; PEÑA-ACOSTA, M. M.; GALLARDO, S.; VERDÚ. PET image reconstruction and dosimetry from voxelized phantoms with GATE. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 222, p. 111833, set. 2024. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111833>.

MARQUES, M. A.; MILHOMENS, A. L. M.; VIEIRA, J. M.; CARDOSO, F. R.; GUEDES NETO, H. J. Secondary lymphedema of limbs and chikungunya fever. **J Vasc Bras**, 2019, v. 18, e20190015. <https://doi.org/10.1590/1677-5449.190015>.

MARQUES, T. M. L. S.; SILVA, A. G. Anatomia e fisiologia do sistema linfático: processo de formação de edema e técnica de drenagem linfática. **Scire Salutis**, v. 10, n. 1, p. 1-9, 2020. DOI: <http://doi.org/10.6008/CBPC2236-9600.2020.001.0001>.

MIRD COMMITTEE. Absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs. MIRD Pamphlet No. 11, Society of Nuclear Medicine, 1975.

MOSHIRI, M.; KATZ, D. S.; BORIS, M.; YUNG, E. Using lymphoscintigraphy to evaluate suspected lymphedema of the extremities. **AJR Am J Roentgenol**, v. 178, p. 405-412, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.2214/ajr.178.2.1780405>.

NA, Y. H.; ZHANG B.; ZHANG J. Y.; CARACAPPA P. F.; XU, X. G. Deformable adult human phantoms for radiation protection dosimetry: Anthropometric data representing size distributions of adult worker populations and software algorithms. **Phys. Med. Biol.** 2010;55:3789–3811.

OLIVEIRA, A. C. H. **Influência da Qualidade de Imagens CT na Avaliação Da Distribuição de Dose em Planejamento Radioterápico baseado em Métodos Monte Carlo**. Universidade Federal de Pernambuco, Departamento de Energia Nuclear. Dissertação de Mestrado, 2012.

OLIVEIRA, L. S.; CRUZ, J. A. L.; ROCKENBACH, M.; DOBRACHINSKI, L. Aspectos clínicos e histopatológicos dos linfomas Hodgkin e não Hodgkin: uma revisão sistemática. **Brazilian Journal of Development**, Curitiba, v. 7, n. 2, p. 15808-15815, fev. 2021. DOI: 10.34117/bjdv7n2-280. Disponível em: <https://www.brazilianjournalofdevelopment.com>. Acesso em: 15 jan. 2025.

OLIVEIRA, R.; CAMPOS, G.; ALMEIDA, J. P. Linfocintilografia no linfedema secundário: indicações e evolução no diagnóstico. **Journal of Vascular Brasil**, v. 17, n. 3, p. 45-52, 2018.

OLIVEIRA. R.; SANTOS. D.; FERREIRA. D.; COELHO. P.; VEIGA. F. Preparações radiofarmacêuticas e suas aplicações. **Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences**, vol. 42, n. 2, abr./jun., 2006.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 5. ed. Barueri: Manole Saúde, 2010. 1506 p.

PANDIT-TASKAR, N.; IRAVANI, A.; LEE, D.; JACENE, H.; PRYMA, D.; HOPE, T.; SABOURY, B.; CAPALA, J.; WAHL, R. L. Current practices and barriers in clinical implementation of dosimetry for radiopharmaceutical therapy. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 62, n. 3, p. 36N-43N, 2021. DOI: 10.2967/jnumed.121.262570.

PAPADIMITROULAS, P.; ERWIN, W. D.; ILIADOU, V.; KOSTOU, T.; LOUDOS, G.; KAGADIS, G. C. A personalized, Monte Carlo-based method for internal dosimetric evaluation of radiopharmaceuticals in children. **Medical Physics**, v. 45, p. 3939-3949, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1002/mp.13055>.

PARESQUE, R., Dra. (n.d.). Resumo Sistema Linfático. Departamento de Ciências da Saúde - Laboratório de Anatomia Humana Prof. Valdenir José Belinelo. São Mateus, ES. Disponível em: <https://citogenetica.ufes.br/pt-br/resumos>. Acesso em: 14 jan. 2025.

PAZ, I. A.; FRÉZ, A. R.; SCHIESSL, L.; RIBEIRO, L. G.; PREIS, C.; GUÉRIOS, L. Terapia complexa descongestiva no tratamento intensivo do linfedema: revisão sistemática. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 23, n. 3, p. 311-319, jul.-set. 2016. DOI: 10.1590/1809-2950/15002623032016.

PIANOSCHI, P. A. **Avaliação do código de simulação Monte Carlo PENELOPE para aplicações em geometrias delgadas e feixes de radiodiagnóstico**. Universidade de São Paulo, Departamento de Física e Matemática. Dissertação de Mestrado, 2008.

PIWOWARSKA-BILSKA, H.; KURKOWSKA, S.; BIRKENFELD, B. Individualization of radionuclide therapies: challenges and prospects. **Cancers**, v. 14, n. 14, p. 3418, 2022. DOI: [10.3390/cancers14143418](https://doi.org/10.3390/cancers14143418).

RDC 611/2022. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Dispõe sobre as boas práticas de radioproteção em serviços de radiologia diagnóstica e intervencionista, medicina nuclear e radioterapia. Brasília, 2022.

REZENDE, L. F. de; PEDRAS, F. V.; RAMOS, C. D.; GURGEL, M. S. C. Avaliação das compensações linfáticas no pós-operatório de câncer de mama com dissecação axilar através da linfocintilografia. **J Vasc Bras**, 2008, v. 7, n. 4, p. 370-375. <https://doi.org/10.1590/S1677-54492008005000002>

REZENDE, L. F. de; PEDRAS, F. V.; RAMOS, C. D.; GURGEL, M. S. C. Função linfática do membro superior no pré-operatório de câncer de mama. Centro de Atenção Integral à Saúde da Mulher (CAISM), Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas, SP, 2011. Artigo recebido: 09 mar. 2011. Aceito para publicação: 23 jul. 2011.

RODRIGUES, C. F. S. Anatomia aplicada do sistema linfático. In: PITTA, G. B. B.; CASTRO, A. A.; BURIHAN, E. (Orgs.). **Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado**. Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA, 2003.

SADEGHI, R.; KAZEMZADEH, G.; KESHTGAR, M. Diagnostic application of lymphoscintigraphy in the management of lymphoedema. **Hell J Nucl Med**, 2010; 13(1): 6-10. Publicado online em 10 de abril de 2010.

SALVAT, F.; FERNANDEZ-VAREA, J.M.; SEMPAY, J. **PENELOPE-2011: A code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Tutorial for PENELOPE (version 2011)**. NEA/NSC/DOC(2011)5, Nuclear Energy Agency, Workshop Proceedings, Barcelona, Spain, 4-7 July 2011, 384 p.

SANAR. Tecidos linfoides: Tudo sobre os Tecidos e Órgãos linfoides. 21 jul. 2019. Disponível em: <https://sanarmed.com/orgaos-e-tecidos-lymfoides/>. Acesso em: 14 jan. 2025.

SANTANA, I. E. de. **Ferramentas computacionais para construção de um fantoma e otimização de modelos computacionais de exposição em braquiterapia de próstata**. Recife, 2019. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2019.

SANTANA, A. O. **Método de Simulação de Monte Carlo. Grupo de Fluidodinâmica e Tomografia Gama**. Departamento de Energia Nuclear. Universidade Federal de Pernambuco, 2014.

SANTOS, L. C. S.; VIEIRA, J. W.; LACERDA, I. V. B. de; SILVA, A. N. C. da; ANTONINO, A. C. D.; LIMA, F. R. de A. Um novo modo de escrever arquivo contendo fantasmas de voxels para leitura no código de usuário do EGSnrc. In: **INTERNATIONAL JOINT CONFERENCE RADIO 2024**, Recife-PE. Segurança Radiológica na Era da Informação: estabelecendo adequados processos de comunicação. p. 56.

SEGARS, W. P; TSUI, B. M. W. The MCAT, NCAT, XCAT, and MOBY Computational Human and Mouse Phantoms. In: **SERIES IN MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING**. 1. ed. [S.l.]: Taylor & Francis, 2009. p. 105-133. DOI: 10.1201/ebk1420059793-c5.

SILVA, R. A. P. Entenda como funciona a cintilografia. Disponível em: <<https://www.clinicaceu.com.br/blog/entenda-o-que-e-e-como-funciona-a-cintilografia/#Como funciona a Cintilografia 2021/>>. Acesso em: 29 de jun. de 2021.

SILVA, R. H. *Drenagem linfática manual no tratamento de pacientes portadores de feridas venosas crônicas em membros inferiores em uso de curativos bioativos*. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia Médica) - Universidade Estadual Paulista, Botucatu, 2010.

SILVA, V. H. F. F. **Integração de simulações tomográficas MCNPX através de importação da geometria CFD de fluxo gás-sólido em riser a frio**. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2019.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G.; FISHER, H. L. *Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom*. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 3, n. 5, p. 7-52, 1969.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G.; WATSON, S. B. **Nuclear Medicine Medical Internal Radiation Dose Committee**, Phamphlet 11 (New York: Society for Nuclear Medicine), 1975.

SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING (SNMMI). What is Nuclear Medicine. 2021. Disponível em: <http://www.snmmi.org/AboutSNMMI/Content.aspx?ItemNumber=4456>. Acesso em: 28 jun. 2021.

SOUZA, S. O.; SOUZA, D. N.; BAFFA, O.; D'ERRICO, F. Novos materiais dosimétricos para aplicações em física médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 13, n. 1, p. 24-33, 2019. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/download/509/v13n1p24/2147>. Acesso em: 8 jan. 2025.

SPIERS F. W. The dose of radiation received in human tissue from natural sources. **Hazards to man of nuclear and allied radiations**, Appendix J. Med. Res. Council of the United Kingdom, Cmnd. 9780. H. M. Stationery Office, London, 1956.

SPIERS, F. W.; OVERTON, T. R. Attenuation factors for certain tissues when the body is exposed to nearly omni-directional gamma radiation. **Physics in Medicine & Biology**, v. 7, n. 1, 1963.

STABIN M.; WATSON, E.; CRISTY, M.; RYMAN, J.; ECKERMAN, K.; DAVIS, J.; MARSHALL, D.; GEHLEN, K. Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the nonpregnant adult female and at the end of each trimester of pregnancy. **ORNL Report ORNL/TM-12907**, 1995.

STABIN, M. G., **Fundamentals of Nuclear Medicine Dosimetry**. New York: Springer, 2008.

STABIN, M. G. Internal Dosimetry in Nuclear Medicine. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, 01, 1-15, 2013.

SZUBA, A.; SHIN, W. S.; STRAUSS, H. W.; ROCKSON, S. The third circulation: radionuclide lymphoscintigraphy in the evaluation of lymphedema. **Journal of Nuclear Medicine**, Jan. 2003, v. 44, n. 1, p. 43-57.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. **Princípios de anatomia e fisiologia**. Revisão técnica de Marco Aurélio Fonseca Passos, Patrícia Cristina Lisboa da Silva; tradução de Alexandre Lins Wemeck J. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.

VIEIRA, J. W. **Uso de Técnicas Monte Carlo para Determinação de Curvas de Isodose em Braquiterapia**, Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2001.

VIEIRA, J. W. **Construção de Um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos dosimétricos Utilizando o Código EGS4 e Fantomas de Voxels**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2004.

VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. A software to digital image processing to be used in the voxel phantom development. **Cell and Molecular Biology**, v. 3, p. 16-22, 2009. doi: 10.1170/T869.

VIEIRA, J. W.; LEAL NETO, V.; LIMA FILHO, J. M.; LIMA, L. F.; LOPES FILHO, F. J.; ROCHA, E. A.; LIMA, F. R. A. **Estimate of dose distribution in voxel phantom irradiated by a planar source modeled by translational normal probability density functions**. In: *2012 International Symposium on Radiation Physics*, Rio de Janeiro, 2012A.

VIEIRA, J. W.; LEAL NETO, V.; LIMA FILHO, J. M.; LIMA, L. F.; LIMA, F. R. A. **Modelagem Monte Carlo de regiões dos ossos trabeculares de adultos para uso em modelos computacionais de exposição**. In: *Terceiro Congresso de Proteção Contra Radiações da Comunidade dos Países de Língua Portuguesa*, Lisboa, 2012B.

VIEIRA, J. W.; LEAL NETO, V.; LIMA FILHO, J. M.; LIMA, F. R. A. **Transformation of the normal distribution for Monte Carlo modeling of regions of adult trabecular bones for use in computational models of exposure**. In: *13th International Congress of the International Radiation Protection Association*, Glasgow, 2012C.

VIEIRA, J. W. **Monte Carlo: um software para uso em avaliações dosimétricas das radiações ionizantes**. Recife: O autor, 2017. 142 f. il. color. Tese (Promoção Classe Titular) – Instituto Federal de Pernambuco – Comissão Permanente de Pessoal Docente - CPPD, 2017.

VIEIRA, J. W.; ANDRADE, P. H. A. de; OLIVEIRA, A. C. H. de; LACERDA, I. V. B. de; SILVA, A. N. C.; SANTANA, I. E.; FARIAS, W. A. W. A.; SANTOS, L. C. S. dos; CORDEIRO, L. P.; SILVA, J. V. C.; LIMA, F. R. de A. **Uso do aplicativo DIP para converter uma imagem da curva espectral energética de um radionuclídeo emissor beta em um arquivo de texto com dados tabulados**. *Proceeding Series of the Brazilian Society of Computational and Applied Mathematics*, v. 10, n. 1, 2023. Trabalho apresentado no XLII CNMAC, Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - Bonito - MS, 2023. DOI: <https://doi.org/10.5540/03.2023.010.01.0116>.

WHAT IS NUCLEAR MEDICINE. Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (SNMMI), 2021. Disponível em: <http://www.snmmi.org/AboutSNMMI/Content.aspx?ItemNumber=4456>. Acesso em: 28 jun. 2021.

XU, X. G.; ECKERMAN K. F. **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry.** 1st ed. Boca Raton, United States of America, CRC Press, 757p (2009).

XU, X. G. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history. **Phys. Med. Biol.** 2014 Sep 21; 59(18): R233–R302.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: Princípios e Aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, 3 (1), 141-9, 2009.

ZANKL, M.; BECKER, J.; SCHLATTL, H.; PETOUSSI-HENSS, N.; ECKERMAN, K. F.; BOLCH, W. E.; HOESCHEN, C. Computational Phantoms of the ICRP Reference Male and Reference Female. **12th Congress of the International Radiation Protection Association**, Buenos Aires, Argentina, 2010.

ZHANG J.; NA, Y. H.; CARACAPPA, P. F.; XU, X. G. RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh-based, size-adjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams. **Phys. Med. Biol**, v. 54, p. 5885–5908, 2009.

ZIESSMAN, H. A.; O'MALLEY, J. P.; THRALL, J. H.; FAHEY, F. H. *Medicina nuclear.* Tradução Sílvia Mariangela Spada. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015.