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

WHOODY ALEM WANDERLEY ARARIPE FARIAS

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA COMPUTACIONAL PARA A GERAÇÃO DE FANTOMAS ANTROPOMÓRFICOS E FONTES EMISSORAS DE ELÉTRONS

Recife
2023

WHOODY ALEM WANDERLEY ARARIPE FARIAS

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA COMPUTACIONAL PARA A GERAÇÃO DE FANTOMAS ANTROPOMÓRFICOS E FONTES EMISSORAS DE ELÉTRONS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em tecnologias energéticas e nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de mestre em tecnologias energéticas e nucleares. Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientadores: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros

Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira

Recife

2023

Catalogação na fonte
Bibliotecário Gabriel Luz, CRB-4 / 2222

F224d Farias, Whoody Alem Wanderley Araripe.
Desenvolvimento de uma plataforma computacional para a geração de fantomas antropomórficos e fontes emissoras de elétrons / Whoody Alem Wanderley Araripe Farias, 2023.
107 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima.
Orientador: Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros.
Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Recife, 2023.
Inclui referências.

1. Tecnologias energéticas e nucleares. 2. Fantoma de malhas poligonais. 3. Modelagem 3D. 4. Radioembolização. I. Lima, Fernando Roberto de Andrade (Orientador). II. Barros, Vinicius Saito Monteiro de (Orientador). III. Vieira, José Wilson (Coorientador) IV. Título.

612.01448 CDD (22. ed.)

UFPE
BCTG / 2023 - 211

WHOODY ALEM WANDERLEY ARARIPE FARIAS

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA COMPUTACIONAL PARA A GERAÇÃO DE FANTOMAS ANTROPOMÓRFICOS E FONTES EMISSORAS DE ELÉTRONS

Dissertação 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 Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Aprovado em: 20/07/2023

BANCA EXAMINADORA

gov.br Documento assinado digitalmente
ISABELLE VIVIANE BATISTA DE LACERDA
Data: 14/08/2023 16:37:20-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dra. Isabelle Viviane Batista de Lacerda (Examinadora Externa)
Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN

gov.br Documento assinado digitalmente
Pedro Henrique Avelino de Andrade
Data: 15/08/2023 11:12:10-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

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

gov.br Documento assinado digitalmente
ALEX CRISTOVAO HOLANDA DE OLIVEIRA
Data: 17/08/2023 17:19:55-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dr. Alex Cristovão Holanda de Oliveira (Examinador Externo)
Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN

AGRADECIMENTOS

Serei eternamente grato à minha família, composta por meu pai, Dr. Tristão Antônio, minha mãe, Cecília, e meu irmão, Victor Hugo, pelo amor incondicional, apoio constante e compreensão desprendida durante toda a jornada.

Quero dedicar uma lembrança especial aos padrinhos Maria Digna (in memoriam) e Pedro Cavalcante Filho (in memoriam), cujo apoio e encorajamento sempre serão lembrados com carinho.

Expresso minha gratidão aos amigos do grupo de dosimetria numérica, com destaque para os Professores Fernando Roberto de Andrade Lima, pela oportunidade, e a José Wilson Vieira. Seu apoio e orientações nas esplêndidas reuniões foram fundamentais para a realização deste trabalho.

Minha gratidão a Maria Aleixo e Kelly Araújo, por seu apoio, incentivo e torcida. Serei eternamente grato a vocês.

Agradeço também a todos os amigos de jornada, em particular a Pâmalla Oliveira e Ivson Felix (Boris), pela amizade, inspiração e incentivo ao longo desta trajetória chamada vida.

É necessário sempre acreditar que o sonho é possível que o céu é o limite e você, truta, é imbatível.

A vida é desafio - Racionais MC's

RESUMO

Os modelos computacionais de exposição (MCEs) são utilitários computacionais amplamente utilizados no estudo da física das radiações e da dosimetria computacional. O objetivo dos MCEs é reproduzir com a maior fidelidade possível o cenário real de exposição. Eles são compostos por simuladores da geometria irradiada (fantomas), algoritmos de fontes emissoras de radiações ionizantes e um código Monte Carlo (MC) responsável por simular o transporte da radiação e avaliar a distribuição da energia depositada nos sítios de interesse. A complexidade da anatomia humana e as variações individuais tornam a construção de um MCE uma tarefa desafiadora. Para a criação dos fantomas que compõem os MCES, diversos métodos foram desenvolvidos pela comunidade científica, como a criação de fantomas baseados em equações matemáticas, modelos de voxels, mas a terceira geração de fantomas, chamada de representação por fronteiras (*Boundary Representation* - BREP), permite combinar flexibilidade e realismo anatômico das duas gerações. Nesta dissertação, foi desenvolvida uma plataforma computacional (PC) que usa o *software* Blender e o *add-on* PHantoms Manufacturing (PHAMA) para criar e editar fantomas antropomórficos e gerar dados para algoritmos de fontes de radiações ionizantes. Ferramentas do PHAMA foram usadas para editar a anatomia do fantoma Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom (MARTIN) e caracterizar uma fonte de Ítrio-90 (Y-90). A PC também permite a leitura e edição de arquivos comuns a *softwares* de modelagem 3D, a conversão de imagens Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) em fantomas BREP e a voxelização desses fantomas para acoplamento a códigos MC.

Palavras-chave: fantoma de malhas poligonais; modelagem 3D; radioembolização.

ABSTRACT

Exposure computational models (ECMs) are computational utilities widely used in the study of radiation physics and computational dosimetry. The objective of MCEs is to reproduce the real exposure scenario as faithfully as possible. They are composed of simulators of the irradiated geometry (phantoms), algorithms for sources emitting ionizing radiation and a Monte Carlo code (MC) responsible for simulating the transport of radiation and evaluating the distribution of energy deposited at sites of interest. The complexity of human anatomy and individual variations make constructing an ECM a challenging task. To create the phantoms that make up the MCES, several methods were developed by the scientific community, such as the creation of phantoms based on mathematical equations, voxel models, but the third generation of phantoms, called Boundary Representation - BREP), allows you to combine flexibility and anatomical realism of both generations. In this dissertation, a computational platform (PC) was developed that uses the Blender software and the PHantoms Manufacturing (PHAMA) add-on to create and edit anthropomorphic phantoms and generate data for ionizing radiation source algorithms. PHAMA tools were used to edit the anatomy of the Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom (MARTIN) phantom and characterize a source of Yttrium-90 (Y-90). The PC also allows the reading and editing of files common to 3D modeling software, the conversion of Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) images into BREP phantoms and the voxelization of these phantoms for coupling to MC codes.

Keywords: phantom of polygonal meshes; 3D modeling; radioembolization.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fantoma matemático desenvolvido por Fisher e Snyder. 22
Figura 2 - Fantoma matemático 9º mês de gestação. 23
Figura 3 - Fantoma MAX (a), Fantoma MAXB (b), esqueleto do fantoma MAX (c), esqueleto do fantoma MAXB (d). 24
Figura 4 - Simulação de caminhada de fantoma BREP. 27
Figura 5 - Fantoma MARTIN-FWR. 27
Figura 6 - Simulação de acidente radiológico. (a) objeto de referência, (b) estrutura de controle intermediária, (c) fantoma reproduzindo a postura em tempo real. 28
Figura 7 – Representação das microesferas no lúmen vascular. 29
Figura 8 – Calculadora de atividade para as microesferas SIRTEX. (a) dados de entrada do tecido hepático, (b) dados pulmonares. 30
Figura 9 – Imagem de ressonância magnética nuclear com volumetria hepática. (a) corte axial evidenciando a lesão hepática, (b) segmentação e volumetria hepática. 31
Figura 10 - Angiografia hepática evidenciando a irrigação sanguínea do tumor. 32
Figura 11 - Avaliação do shunt pulmonar evidenciando a alta migração do Tc-99m MAA para os pulmões. 33
Figura 12 - Sistema porta-hepático. 34
Figura 13 -Sistema vascular do fígado com veias em azul e artérias em vermelho. .35
Figura 14 – Anatomia do fígado. (a) divisão anatômica em lobos, (b) divisão fisiológica do fígado em segmentos. 36
Figura 15 - Trajetória para a migração das microesferas até os pulmões. 36
Figura 16 – Esquema de decaimento do Y-90. 38
Figura 17 – Imagens de avaliação pós-procedimento. (a) imagem planar Bremsstrahlung, (b) corte coronal de imagem 3D Bremsstrahlung SPECT/CT, (c) corte coronal de imagem 3D obtida por fótons de aniquilação PET/CT. 39
Figura 18 – Lobectomia com Y-90. 41
Figura 19 – Segmentectomia com Y-90. 42
Figura 20 - Lobectomia + segmentectomia com Y-90. 43
Figura 21 - Cronograma de versões do Blender. 46
Figura 22 - Interface de desenvolvimento de scripts do Blender. a) 3d view, b) console interativo, c) log de comandos, d) editor de texto, outliner, f) propriedades. 47
Figura 23 - Módulos do PHAMA. 48

Figura 24 - Módulo __init__.py. 48
Figura 25 - módulo interface.py. 49
Figura 26 – Painel “Gerar volumes ósseos” e sub-paineis “Ossos longos” e “Outros ossos”. 50
Figura 27 – Operadores para a criação de volumes ósseos. 51
Figura 28 - Figura MARTIN. 52
Figura 29 - importação do MARTIN. 53
Figura 30 - Seleção do arquivo e dos parâmetros de importação. 54
Figura 31 - Caminho para desabilitar a suavização automática. 55
Figura 32 - Crânio. a) suavização automática habilitada, b) suavização automática desabilitada. 55
Figura 33 - Etapas para remoção de vértices colineares. (a) habilitação do modo de edição. (b) Seleção de um vértice colinear. (c) botão. 56
Figura 34 – Ferramentas de preparação da visualização e remoção de ressaltos. 57
Figura 35 – Comparação de imagens. a) antes dos ajustes de visualização, b) após os ajustes de visualização. 57
Figura 36 – Ressaltos. 58
Figura 37 - Esqueletos. (a) Esqueleto do MARTIN, b) Esqueleto de referência, c) esqueleto do MARTIN após as modificações. 59
Figura 38 - Etapas da SPM3D do esterno e cartilagens costais. a) seleção dos vértices, b) separação dos vértices selecionados do esterno, c) separação dos vértices selecionados das cartilagens costais, d) lacunas no esterno após a separação, e) fechamento das lacunas no esterno, f) esterno após a separação e fechamento das lacunas, g) cartilagens costais após a separação e fechamento das lacunas, h) resultado mostrando a relação entre o esterno e as cartilagens costais. 60
Figura 39 - Modificador “Solidificar”. 61
Figura 40 – Criação da cartilagem dos fêmures. 62
Figura 41 - Criar ossos esponjosos. 63
Figura 42 – Fêmur esquerdo (representação do osso cortical aramado e osso esponjoso em vermelho). a) fêmur completo, b) epífise distal do fêmur e c) face articular distal do fêmur. 63
Figura 43 – Segmentação das regiões de medula óssea vermelha e medula óssea amarela. 64

Figura 44 – Modificador lattice e a edição proporcional. a) área de influência do modificador, b) área de influência do modificador com maior número de pontos de controle selecionados, c) área de influência da edição proporcional d). área de influência da edição proporcional após ajustes do raio de influência 66
Figura 45 - Corte coronal do coração. a) coração original (sem septo interventricular), coração após as modificações (com septo interventricular) 67
Figura 46 - PHAMA – interface de criação do intestino delgado 68
Figura 47 – PHAMA – 3d view da criação do intestino delgado. Objetos base a), associação da malha e da curva b), painel de controle c), deformação da malha d). 69
Figura 48 - Reconstrução do voxel data.....70
Fonte: o autor, 2023. 70
Figura 49 - Ajustes no fígado 70
Figura 50 - Correlação entre órgãos do sistema nervoso central e sensorial com o esqueleto.....71
Figura 51 - Esqueleto modificado e pulmões. a) esqueleto, b) esqueleto e pulmões. 72
Figura 52 - Rotação da glândula seminal. 72
Figura 53 - Criação do peritônio. Posicionamento do cubo a), subdivisão do cubo b), formato da geometria após o uso do modificador lattice pela primeira vez c), resultado do primeiro relaxamento aplicado d).....73
Figura 54 - Relação entre o peritônio, músculos e pele. 74
Figura 55 - Relação entre o esqueleto e a pele.....75
Figura 56 – Distribuição dos *bones* após o *rigging*.....76
Figura 57 - Movimento do membro superior direito por controle dos *bones*, após o *skinning*. 77
Figura 58 – Informações contidas em um arquivo .obj. a) Informações de normais e texturas, b) cabeçalho, informações sobre vértices, separadores e faces, c) ausência de informações desnecessárias. 78
Figura 59 – Exportação no Blender. a) caminho para exportação, b) configurações de exportação.....79
Figura 60 - Caminho do DIP para gerar uma lista de informações em formato .txt...80
Figura 61 – Arquivo .txt gerado pelo DIP. 80
Figura 62 – Caminho do DIP para gerar um arquivo .sgi. 81

Figura 63 - Imagem SPC-BP-Y90. 82
Figura 64 - Imagem SPC-BP-Y90 carregada no ambiente do Blender. 83
Figura 65 - Primeiros passos para a criação da fonte. Adição da imagem a), adição do conformador da curva b), ajustes na imagem c). 83
Figura 66 – Etapas de ajustes no Blender. a) Ferramenta de seleção ativa. b) Vértices inferiores selecionados. c) Demonstração do raio de ação da edição proporcional e conformador de curva com os vértices inferiores ocultos. d) Resultado após ajustes nas posições dos vértices. 84
Figura 67- Arquivo txt gerado (informações destacas foram inseridas manualmente). 85
Figura 68 – Caminho para obtenção do arquivo BESpectrumBlender_Radionuclideo.txt. 86
Figura 69 – Caminho para gerar amostras de energia no DIP. 87
Figura 70 – Caminho para gerar arquivos de entrada que serão lidos no EGSnrc. ..87
Figura 71– Unidades do Blender. a) dimensões da pele após importação, b) dimensões da pele após ajustes do PHAMA e c) resumo das unidades que são configuradas pelo PHAMA. 88
Figura 72 – Unidades do Blender. a) dimensões da pele após importação, b) dimensões da pele após ajustes do PHAMA e c) resumo das unidades que são configuradas pelo PHAMA. 89
Figura 73 - Resultado da ferramenta “remover vértices colineares”. a) Seleção dos vértices colineares, b) pulmões após a dissolução dos vértices colineares. 90
Figura 74 - Resultado da ferramenta “remover ressaltos”. a) identificador “s 1” para faces com ressaltos, b) informação eliminada após o uso da ferramenta. 90
Figura 75 - Sistema esquelético e cartilagens. (a esqueleto e cartilagens. b) cartilagens. 91
Figura 76 - Comparação do sistema muscular. a) MARTIN, b) modelo de referência do atlas 3D de anatomia e c) MARTIN após as atualizações. 92
Figura 77 – Intestinos delgado e grosso. a) intestino delgado e b) intestino grosso. 92
Figura 78 - Versão final do intestino grosso ainda com os pontos de controle. 93
Figura 79 – Fígado. a) fígado original, b) fígado após as atualizações. 94
Figura 80 – FDPs e FDAs. FDPs obtidas pelos métodos DIP e Blender (a). FDAs RADAR, DIP e Blender (b). 96

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
API	Application Programming Interface
BNL	Brookhaven National Laboratory
BREP	Boundary Representation Phantom
CG	Computação gráfica
CSG	Constructive Solid Geometry
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EGS	Electron Gamma Shower
EGSnrc	Electron Gamma Shower by National Research Council of Canada
EPI	Equipamento de Proteção Individual
GDN	Grupo de Dosimetria Numérica
GEANT	Geometry and tracking
GPDC&SE	Grupo de Pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados
GPU	Graphics Processing Unit
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Committee for Radiological Units
ISO	International Standards Organization
MARTIN	Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom
MARTIN-FWR	Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom For Worker Radioprotection
MAA	Macroagregado de Albumina
MAX	Male Adult Voxel
MC	Monte Carlo
MCNP	Monte Carlo N-particle transport Code
MCE	Modelo Computacional de Exposição
NORMAN	Normalized Man
NNDC	National Nuclear Data Center
NURBS	Non-Uniform Rational Basis Spline
PET	Positron Emission Tomography

PC	Plataforma Computacional
RADAR	RAdiation Dose Assessment Resource
RMN	Ressonância Magnética Nuclear
SLAC	National Accelerator Laboratory
SPM3D	Segmentação Por Modelagem 3D
SPECT	Single Photon Emission Tomography
SIRT	Selective internal radiation therapy
TC	Tomografia Computadorizada
TM3D	Técnicas de Modelagem 3D
TMND	Técnicas de Modelagem Não Destrutiva

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 16
2 REVISÃO DE LITERATURA 19
2.1 Fundamentos das simulações computacionais 19
2.1.1 Simulações computacionais Monte Carlo 19
2.2 Fantomas matemáticos, de voxels e BREP 20
2.2.1 Computação gráfica 20
2.2.2 Fantomas matemáticos 21
2.2.3 Fantomas de voxels 23
2.2.4 Fantomas de representação por fronteiras 26
2.3 Radioterapia interna seletiva 28
2.3.1 Exames de imagem 3D 30
2.3.2 Angiografia 31
2.3.3 Simulação do tratamento de radioembolização 32
2.3.4 Fígado 33
2.4 Particularidades da radioembolização 37
2.4.1 Ítrio-90 37
2.4.2 Técnicas de tratamento 40
2.4.3 Lobectomia por radiação 40
2.4.4 Segmentectomia por radiação 41
2.4.5 Lobectomia por radiação + segmentectomia por radiação 42
3 MATERIAIS E MÉTODOS 45
3.1 PHAMA 46
3.1.1 Criação da interface 47
3.1.2 Operadores 50
3.2 Edições do MARTIN 52
3.2.1 Importação 53
3.2.2 Preparações para as modificações no MARTIN 56
3.2.3 Sistema esquelético 58
3.2.4 Sistema muscular 65
3.2.5 Tronco (cavidades torácica, abdominal e pélvica) 66
3.2.6 Intestinos 67
3.2.7 Fígado 69

3.2.8 Realocação das vísceras 71
3.2.9 Criação do peritônio e ajustes na pele 73
3.3 Exportação e voxelização do MARTIN 77
3.3.1 Exportação 77
3.3.2 Voxelização 79
3.4 Criação da fonte beta 81
3.4.1 Caracterização da fonte de Y-90 81
3.4.2 Criação dos dados de entrada para o EGSnrc 86
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 88
4.1 Plataforma computacional 88
4.2 Atualização do MARTIN 88
4.2.1 Preparações 89
4.2.2 Sistema esquelético e cartilagens 91
4.2.3 Sistema muscular 91
4.2.4 intestinos 92
4.2.5 Fígado 93
4.3 Caracterização da fonte de Y-90 94
5 CONCLUSÕES 97
6 PERSPECTIVAS 98
REFERÊNCIAS 99

1 INTRODUÇÃO

Os utilitários computacionais denominados modelos computacionais de exposição (MCEs) possuem aplicações em diversas áreas no estudo da física das radiações e dosimetria computacional. Podem ser usados para simular exposições ambientais, médicas, ocupacionais, acidentes radiológicos, nucleares entre outros. Portanto, os MCEs precisam ser construídos para reproduzir com a maior fidelidade possível a cena real de exposição (DEWERD; KISSICK, 2014).

Fundamentalmente, os MCEs são compostos por algoritmos de fontes radioativas internas ou externas, um código Monte Carlo (MC) responsável por simular o transporte da radiação, sua interação com a matéria e avaliar a distribuição da energia depositada nos sítios de interesse da geometria irradiada (VIEIRA, 2017).

Para a proteção radiológica, os sítios de interesse são os órgãos radiossensíveis listados na publicação 103 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (International Commission on Radiological Protection - ICRP) (ICRP, 2007) e a geometria irradiada é o corpo humano, denominado fantoma antropomórfico. Se a fonte for emissora de fótons ou elétrons, o Código MC Electron Gama Shower do National Research Council (EGSnrc) é o ideal para compor o MCE. Em situações mais gerais, objetos inanimados, por vezes, estão presentes nas simulações computacionais como equipamentos de proteção individual (EPIs), bolus, fantomas hard-surface e elementos do equipamento emissor de radiação, como as macas (no contexto desta dissertação o termo “fantoma” é referente aos fantomas antropomórficos). Esses objetos podem ser inseridos na simulação para fornecer mais realismo ao cenário de exposição, uma vez que podem alterar a irradiação no fantoma por atenuação, no caso dos EPIs, ou por retroespalhamento através de processos físicos de interação da radiação com o equipamento (SANTOS *et al.*, 2015; FARIAS *et al*., 2020; SANTOS, 2021).

Muitos dos códigos MC e dos algoritmos de fontes radioativas já estão implementados e bem referenciados juntos à comunidade científica. Muitos dos grupos de pesquisa em dosimetria computacional vem publicando trabalhos sobre o levantamento de dados populacionais (antropométricos, antropomórficos, étnicos etc.) e no desenvolvimento de novos fantomas antropomórficos e/ou o acoplamento desses aos códigos MC (DEWERD; KISSICK, 2014).

Em síntese, a complexidade da anatomia humana e a gama de variações existentes entre indivíduos, tais como massa, altura, biotipo, fenótipo entre outras características, além das diversas posições/posturas possíveis para o corpo humano, tornam a composição de um MCE uma tarefa laboriosa. São muitos os parâmetros necessários para representar da forma mais realista possível um indivíduo em um cenário de exposição às radiações ionizantes (NA. *et al.*, 2010).

A criação de fantomas por meio de parâmetros e equações matemáticas, é uma alternativa utilizada desde a primeira geração (fantomas matemáticos) para tentar representar as variações anatômicas dos indivíduos (FISHER; SNYDER, 1967). Mas por retratar a anatomia humana por formas geométricas primitivas, não se prestam com eficácia para as simulações computacionais (DEWERD; KISSICK, 2014).

Inicialmente, a segunda geração de simuladores antropomórficos, denominada de fantomas de voxels (GIBBS *et al*., 1984; WILLIAMS *et al*., 1986), foi baseada em imagens médicas de pessoas reais e, portanto, eram modelos anatomicamente corretos. Contudo, a complexidade das operações computacionais para gerar alterações de posturas ou anatômicas nesse tipo de fantoma torna o processo laborioso e, por vezes, inviável (SANTOS, 2006). Os fantomas de voxel ainda são utilizados nas simulações computacionais, mas com a resolução de voxels da ordem de poucos milímetros (KRAMER *et al*., 2006; VIEIRA, 2017).

Com o desenvolvimento dos fantomas de representação por fronteiras (Boundary Representation - BREP), ou fantomas de terceira geração, foi possível unir a flexibilidade dos fantomas matemáticos ao realismo anatômico dos de voxels e com isso criar fantomas com características realistas com diversas variações de anatomia e postura (SEGARS; TSUI, 2010). Assim, logo surgiram diversos fantomas com variações etárias, de gênero e anatômicas (ZHANG *et al*., 2009; LIMA, 2011; CASSOLA, 2011; CABRAL, 2015; ANDRADE, 2018; OLIVEIRA, 2021).

A criação de bibliotecas de fantomas tem o intuito de disponibilizar para a comunidade científica modelos antropomórficos com características diversas. Dessa forma, é possível escolher dentre os modelos disponíveis o que mais se adeque aos parâmetros necessários para o problema simulado. As abordagens mais comuns para criar tais bibliotecas são as de modelagem 3D e a de automação por algoritmos de incrementação. A primeira abordagem é geralmente empregada quando o pesquisador busca definir computacionalmente as características de um ou mais indivíduos. Para isso, usa ferramentas disponíveis em *softwares* de modelagem 3D, o

que traz bons resultados, mas demanda do pesquisador domínio do *software,* das técnicas de modelagem e dispor de semanas ou meses para criar as bibliotecas (CASSOLA, 2011; LIMA, 2011).

As bibliotecas criadas por algoritmos de incrementação, geralmente, descendem de um modelo masculino e/ou feminino base do qual se originam os demais fantomas. Técnicas de transformações dos parâmetros corporais são implementadas para gerar os demais elementos da biblioteca, a partir do fantoma base, o que torna o processo mais rápido. A principal desvantagem no uso de bibliotecas para a composição dos MCEs está na técnica de construção, pois é baseada em algoritmos de incrementação, o que torna os fantomas não individualizados (AKHAVANALLAF; XIE; ZAIDI, 2018).

Para fins de dosimetria clínica, em especial para a dosimetria interna, por meio de métodos MC, a disponibilização de fantomas anatomicamente mais realistas pode auxiliar na redução de incertezas dos procedimentos clínicos e na análise do risco/benefício (CASSOLA, 2011).

Neste trabalho, uma plataforma computacional (PC) foi construída no ambiente do sistema operacional Windows 10, tendo como *software* principal o Blender (Blender Foundation, 2023). Para compor a PC o *add-on* PHAntoms MAnufacturing (PHAMA) foi desenvolvido, em linguagem de programação Python, para gerar espectros de fontes de radiação ionizante, criar e/ou editar fantomas antropomórficos personalizados de modo semiautomático, por meio de parâmetros fornecidos pelo usuário. A PC está habilitada para ler e editar arquivos comuns a *softwares* de modelagem 3D, bem como arquivos contendo fantomas de voxels e realizar transformações diversas como as modificações realizadas no Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom (MARTIN) (ANDRADE, 2018), converter imagens do tipo Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) em fantomas BREP e criar versões voxelizadas desses.

Atualmente, o Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica (GDN) e o Grupo de Pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados (GPDC&SE) (que historicamente têm sido referenciados como GDN) utilizam a versão voxelizada de fantomas BREP para acoplamento ao EGSnrc nas simulações com fótons e elétrons (KAWRAKOW *et al.*, 2023; VIEIRA, 2017). Portanto, visando simulações de procedimentos de radioembolização o MARTIN foi aprimorado e uma fonte de Ítrio-90 (Y-90) foi caracterizada.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Fundamentos das simulações computacionais

A simulação computacional pode ser entendida como a criação e/ou utilização de modelos descritos matematicamente em computador para simular sistemas do mundo real. Fomentados pelo avanço da computação, esses modelos podem ser empregados para simular sistemas físicos de alta complexidade como o transporte de partículas e a deposição de sua energia na matéria (HARREL *et al*., 2002).

Além de permitir o entendimento ou a resolução de problemas de fenômenos físicos que são impossíveis ou inviáveis de serem resolvidos de forma analítica ou experimental, as simulações têm como principais vantagens a redução de custos, relativação do tempo (é possível simular fenômenos que levam muitos anos para acontecer) e segurança.

2.1.1 Simulações computacionais Monte Carlo

As simulações com métodos Monte Carlo utilizam experimentos aleatórios massivos para obtenção de aproximações estatísticas. Por isso, pode ser empregado para situações em que não é possível a resolução de forma analítica, além de ser bastante eficaz na solução de problemas complexos (BEZERRA, 2020).

Em problemas computacionais envolvendo física das radiações estão, entre outras etapas fundamentais, a descrição matemática do voo das partículas, as probabilidades de interação da radiação com a matéria e a contagem dessas interações.

Como foi supracitado, as simulações com métodos Monte Carlo são aproximações estatísticas. Variações decorrentes da interação da radiação com a matéria podem aumentar os erros estatísticos da simulação. A contagem dessas interações pode variar de forma significativa de acordo com o tipo de geometria usada (DEWERD; KISSICK, 2014). Os simuladores da matéria tais como, fantomas, EPIs e outros objetos diversos, como o próprio equipamento emissor de radiação, devem descrever, o mais próximo possível da realidade, os objetos irradiados para a criação de um cenário de exposição realista (SANTOS *et al*., 2015)

Muitos códigos MC como o Geometry and tracking (GEANT), Electron Gamma Shower (EGS) e o Monte Carlo N-particle transport Code (MCNP), em suas diferentes versões, estão muito bem estabelecidos junto à comunidade científica e têm seus algoritmos de física e estatística testados e validados (CERN, 2022; KAWRAKOW *et al*., 2023; KULESZA *et al*., 2022). A otimização dos códigos Monte Carlo está associada à redução do tempo de simulação como a criação de códigos baseados em unidades de processamento gráfico (graphics processing unit – GPU) (LIN *et al*., 2017). Diferente dos demais componentes de um MCE, que têm “natureza quase perene”, os fantomas são as variáveis voláteis em uma simulação. Se seguir um passo a passo com as mesmas variáveis, um pesquisador não deverá encontrar problemas para replicar os resultados de uma simulação. Mas, se os fantomas usados forem diferentes, mesmo que tenham o mesmo padrão de referência, como a publicação 89 ICRP (ICRP, 2002), serão encontradas diferenças significativas nos resultados (ICRP, 2020).

As configurações diferentes para criação de um modelo representativo do corpo humano dão uma idéia de como este objeto pode ser variável, pois a representação assertiva dele depende, entre outras de: altura, idade, sexo, peso, distribuição de gordura, morfologia, localização específica de órgãos e tecidos, variações anatômicas e constituição elementar. Muitos desses parâmetros estão ligados a raça, região, alimentação e estilo de vida (ICRP, 2002). A individualização das simulações é um objetivo há muito buscado pela comunidade científica e que poderá ser realidade nos próximos anos, dando origem a quarta geração de fantomas (DEWERD; KISSICK, 2014; ICRP, 2020).

2.2 Fantomas matemáticos, de voxels e BREP

2.2.1 Computação gráfica

A computação gráfica (CG) segundo definição da International Standards Organization (ISO) é um conjunto de métodos e técnicas de converter dados para um dispositivo gráfico, via computador. Já para Rogers e Adams (1990), a CG pode ser dividida em passiva e ativa. Sendo a passiva o armazenamento, manipulação e apresentação de elementos gráficos em computador, onde, o usuário pode gerar imagens a partir de dados e apresentá-los, mas não as altera diretamente. Por sua

vez, a CG ativa é alteração direta da imagem, em tempo real pelo usuário, ou seja, na CG ativa o usuário tem controle direto sobre a imagem.

O termo CG sendo definido como o uso de computadores para criar e manipular imagens é muito abrangente já que em qualquer que seja a interação com o computador, o usuário fará uso dos recursos de computação gráfica. Peter Shirley (2009) divide a CG clássica em três áreas principais: modelagem, animação e renderização e cita outras áreas de pesquisa que estão ligadas à computação gráfica como: interação com o usuário, realidade virtual, visualização, processamento de imagens, digitalização 3D e fotografia computacional. Associando a classificação das áreas principais de Peter Shirley à definição de CG ativa de Roggers podemos definir o campo de trabalho ou as etapas para criação de um projeto gráfico 3D, pensando na criação de fantomas.

A primeira etapa é a modelagem, onde é definida a forma e a aparência do objeto. Essa é a fase mais importante para definição de um fantoma, e a única etapa obrigatória. Animação é a ilusão de movimento por meio de quadros de imagens, deve ser usada para criar fantomas 4D (HAN *et al*., 2010; SEGARS *et al*., 2013; VAZQUEZ *et al*., 2014; VAZQUEZ; CARACAPPA; XU, 2014), mas as ferramentas de animação também são usadas mesmo que o resultado seja uma cena estática (sem ilusão de movimento) como o fantoma MARTIN e o Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom For Worker Radioprotection (MARTIN-FWR) onde as ferramentas de animação foram usadas para mudanças de postura, mas não há alterações de quadros (ANDRADE, 2018; FARIAS *et al*., 2020). Por fim, a renderização. Esta etapa é útil para geração de imagens (fotografias e filmes) dos fantomas, mas não é fundamental para os cálculos de dose, já que nada que seja feito na fase de renderização poderá mudar a simulação no código MC.

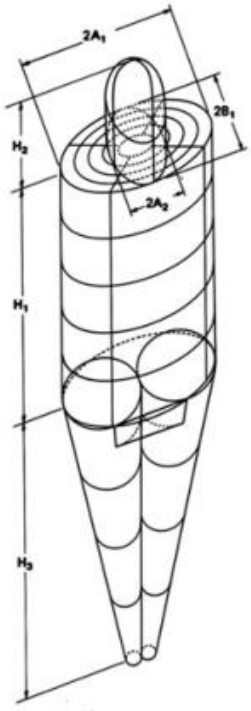
Tomando as definições supracitadas podemos classificar toda criação de fantomas computacionais como CG, mas com diferenças significativas nas técnicas entre as três gerações.

2.2.2 Fantomas matemáticos

Os fundamentos da dosimetria computacional remontam à década de 1940, e ao projeto Manhattan. Aplicações das técnicas Monte Carlo para transporte de partículas e as tentativas de estimar doses de radiação em trabalhadores e civis

expostos foram as primeiras tentativas de resolver, com auxílio de computador, tais problemas (BENOV, 2016). Na década de 1950, ocorreram avanços significativos para criação de fantomas computacionais, mas só no final da década de 1960 Fisher e Snyder conseguiram criar o primeiro fantoma computacional antropomórfico. Em parte, graças ao avanço na computação. Criado no laboratório de Oak Ridge, o primeiro fantoma antropomórfico computacional foi construído com tecidos homogêneos e depois modificado para corresponder a tecidos heterogêneos (Figura 1), o que deu início a primeira geração de fantomas antropomórficos denominada fantomas matemáticos (FISHER; SNYDER, 1967).

Figura 1 - Fantoma matemático desenvolvido por Fisher e Snyder.

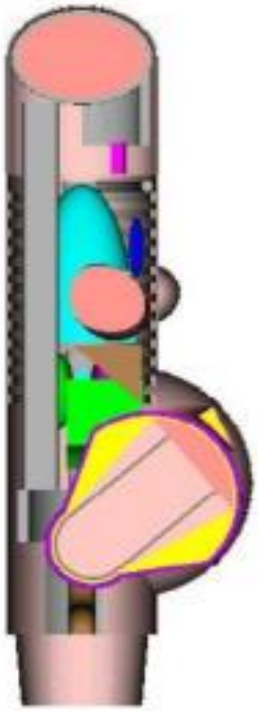


Fonte: FISHER; SNYDER, 1967.

Esses fantomas foram assim chamados, por serem criados a partir de objetos fundamentais descritos por equações quadráticas simples como esferas, cones e cilindros associados a operações booleanas para formar geometrias mais complexas numa técnica conhecida como Constructive Solid Geometry (CSG). Mesmo após alguns anos de desenvolvimento e das tentativas de criar geometrias mais próximas à realidade, no que tange à anatomia humana, as limitações desse tipo de fantoma

ficaram evidentes. Como pode ser visto na Figura 2, a representação de uma gestação de nove meses é bastante simplificada.

Figura 2 - Fantoma matemático 9º mês de gestação.



Fonte: STABIN *et al*., 1995.

Apesar do avanço significativo para a proteção radiológica, essa geração de fantomas ficou conhecida pela falta de realismo anatômico. Mesmo assim, ainda são usados quando não é necessária muita acurácia na simulação e dispõe-se de pouco tempo para criação da geometria (PESSANHA; DE QUEIROZ FILHO; SANTOS, 2015).

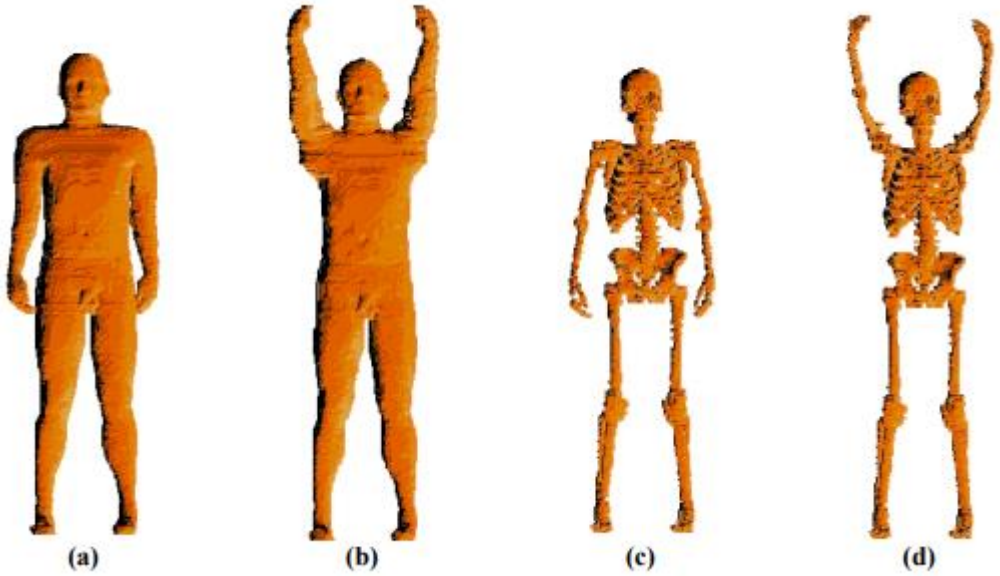
2.2.3 Fantomas de voxels

A segunda geração de fantomas (fantomas de voxels) assim como os fantomas matemáticos são construídos com técnicas CSG, cujas primitivas são pequenos blocos tridimensionais, chamados voxels. Em uso desde o final da década de 1990, esses fantomas representaram um avanço significativo na descrição anatômica computacional, pois, por serem gerados a partir da segmentação de imagens médicas de tomografia computadorizada (TC) ou ressonância magnética nuclear (RMN), têm

alta fidelidade à anatomia do paciente do qual as imagens foram obtidas (VIEIRA, 2004; ANDRADE, 2018).

Os primeiros fantomas de voxels, tais como o normalized man (NORMAN) (DIMBYLOW, 1995) e o fantoma de uma menina de 14 anos desenvolvido por CAON e colaboradores (CAON *et al*., 1997) foram criados e passaram por pequenas alterações para corresponder à altura e massa de indivíduos da ICRP. Em 2006, o fantoma Male Adult Voxel (MAX), desenvolvido por KRAMER e colaboradores (KRAMER *et al*., 2003) passou por modificações quando em 2006, SANTOS desenvolveu um algoritmo para erguer os braços do MAX (Figura 3), mostrando o quão desafiador pode ser realizar mudanças de posturas em fantomas de voxels (SANTOS, 2006).

Figura 3 - Fantoma MAX (a), Fantoma MAXB (b), esqueleto do fantoma MAX (c), esqueleto do fantoma MAXB (d).



Fonte: SANTOS, 2006.

A criação de um fantoma de voxels é algo que requer recursos computacionais, conhecimentos sobre as ferramentas usadas e tempo, pois são necessárias pelo menos três etapas de construção. Portanto, o tempo necessário para desenvolver um único fantoma de voxels pode variar de meses a anos (DEWERD; KISSICK, 2014).

A aquisição das imagens é a primeira etapa para a criação de um fantoma de voxels. As imagens podem ser oriundas de TC ou RMN, mas a dependência de tais imagens para criar os fantomas está atrelada a duas limitações. A primeira delas é

que um número considerável das aplicações desses fantomas requer um fantoma de corpo todo, mas dificilmente um procedimento hospitalar vai requerer tal tipo de exame, o que torna o número de procedimentos de aquisição baixos. O segundo deles é que, fundamentalmente, características anatômicas, localização dos órgãos, postura, entre outros fatores, serão carregados para o fantoma criado, com inúmeras limitações.

Uma vez em posse das imagens de TC ou RMN pode ser iniciado o processo de segmentação que consiste em atribuir a uma dada região da imagem um identificador numérico próprio (ID). Processos de segmentação automáticos existem, mas ainda assim, órgãos pequenos e tecidos finos podem ser difíceis ou impossíveis de serem segmentados. Mesmo órgãos maiores, como os intestinos, são de difícil segmentação, pois os tons de cinza deles são muito próximos aos dos tecidos adjacentes (YEOM *et.al.,* 2016).

A terceira etapa para construção da geometria é a criação de uma pilha de imagens 3D com as imagens segmentadas formada por pequenos elementos de volumes, os voxels.

A possibilidade de representar geometrias tão complexas quanto as do corpo humano com um nível de resolução satisfatório, para que não ocorressem perdas significativas de informações, representou aos computadores da época, e ainda representa, um desafio computacional. Como os órgãos e tecidos são descritos por cubos, quanto menores, maior será o nível de compatibilidade entre a anatomia real e simulada. Como dito, a representação detalhada desses fantomas pode requerer custos computacionais altíssimos, a depender do nível de detalhes requerido para o trabalho.

Por serem fantomas CSG, é possível modificar esse tipo de fantomas por meio das ferramentas características desse tipo, de geometria que são as booleanas de adição, diferença e interseção. Porém, como dito, o número de voxels que devem ser operados para modificações nesse fantoma tornam muito custosas as modificações anatômicas e de posturas e introduzem novos erros de aproximação.

Os fantomas de voxels carregam os problemas de custos computacionais para a sua criação, a representação não suavizada da anatomia e a falta de flexibilidade para mudanças de anatomia e postura. Mesmo com essas limitações os fantomas de voxels ainda continuam sendo desenvolvidos e utilizados em simulações computacionais. Vale ressaltar que o acoplamento de fantomas de voxels aos códigos

MC está bem descrito e estabelecido na literatura. Seja pelo acoplamento direto ou pela conversão de geometria BREP em voxels este ainda é o tipo de fantoma mais utilizado para a criação de MCEs. As geometrias BREP são lisas e resolvem a falta de suavidade dos fantomas de voxels e os formatos são intercambiáveis entre si. Entretanto, a voxelização dos fantomas BREP para acoplamentos aos códigos MC resulta em perdas de informações, especialmente para tecidos finos (ICRP, 2020).

2.2.4 Fantomas de representação por fronteiras

Fantomas BREP são a mais nova geração desenvolvida pela comunidade científica. São assim nomeados, pois a técnica de construção desses fantomas difere dos modelos CSGs. Enquanto os modelos CSGs são construídos com base em operações booleanas, os fantomas BREP são construídos com a definição direta de contornos, ou seja, o usuário é livre para definir os contornos do sólido e, para tanto, estão disponíveis uma gama de ferramentas. Esses contornos podem ser construídos em malhas poligonais ou curvas, como NURBS (Non - Uniform Rational Basis Spline). Esses formatos são intercambiáveis entre si. Contudo, existem informações de representação que podem ser perdidas nas conversões de curvas paramétricas para malhas poligonais.

Desde o desenvolvimento dessa nova geração de fantomas, vários grupos de pesquisa se dedicaram à criação de modelos computacionais de exposição baseados nesses tipos de geometria. A gama de ferramentas disponíveis para modificações de postura e anatomia e captura de movimentos permite aos pesquisadores o desenvolvimento de cenas de exposição completas e realistas (Figura 4) (SEGARS *et al*., 2013; VAZQUEZ *et al*., 2014; VAZQUEZ; CARACAPPA; XU, 2014; FARIAS *et al*, 2020).

Figura 4 - Simulação de caminhada de fantoma BREP.

Fonte: HAN *et al.*, 2010.

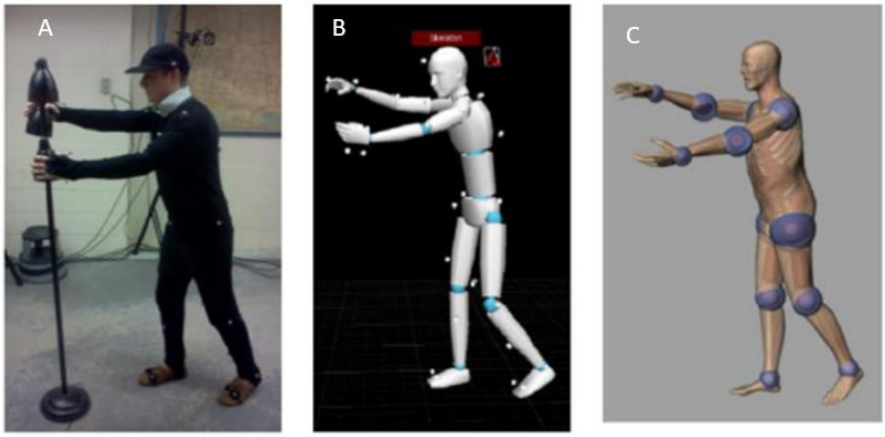
Os pacotes de ferramentas usados para criação de fantomas são robustos e permitem a criação de geometrias complexas. Dentre as ferramentas, disponíveis na maioria dos *softwares* estão: extrusão, operações booleanas, subdivisão, detecção e preenchimento de lacunas, modelagem digital e outras. Além das ferramentas de modelagem 3D, em geral esses *softwares* contam com ferramentas para animação. O que pode ser usado para criar fantomas em diferentes posturas (Figura 5).

Figura 5 - Fantoma MARTIN-FWR.

Fonte: FARIAS *et al.,* 2020.

As ferramentas usadas para animação podem ser combinadas com técnicas de captura de movimento para gerar fantomas com poses variadas e que respondam a um objeto de referência (fonte da captura). Com isso, entre outras aplicações, um fantoma criado em uma postura estática pode ser configurado para acompanhar os movimentos do objeto de referência, como pode ser visto na Figura 6.

Figura 6 - Simulação de acidente radiológico. (a) objeto de referência, (b) estrutura de controle intermediária, (c) fantoma reproduzindo a postura em tempo real.



Fonte: VAZQUEZ, 2014.

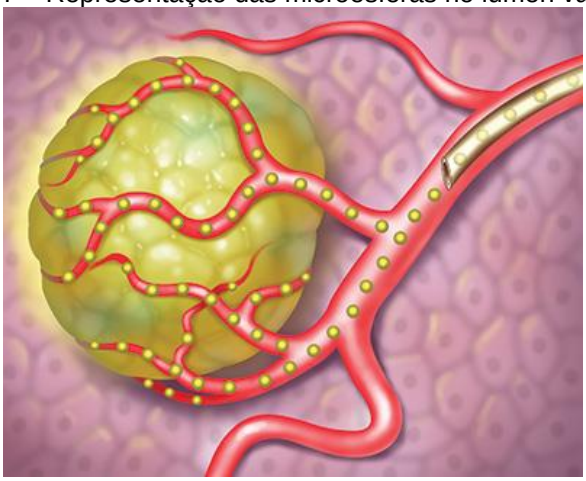
A acurácia dos resultados obtidos a partir das simulações computacionais está relacionada à composição da cena de exposição, em especial à reprodução das características anatômicas do indivíduo irradiado. Os fantomas BREP representaram um avanço significativo na busca de simulações mais realistas. Contudo, ainda são necessários progressos nas técnicas de modelagem 3D, animação e captura de movimento para que seja possível a criação de simuladores antropomórficos individualizados, feitos sob demanda para cada indivíduo (DEWERD; KISSICK, 2014).

2.3 Radioterapia interna seletiva

A radioterapia interna seletiva (Selective internal radiation therapy – SIRT), também conhecida como radioembolização, é um tratamento para tumores hepáticos, aprovado no Brasil pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) desde 2014. A radioembolização é um procedimento minimamente invasivo que consiste na inserção de cateteres intravasculares, direcionados à região hepática, para a administração de microesferas construídas em resina ou vidro, marcadas com Y-90.

Embora geralmente seja classificado como tratamento paliativo, o uso da radioembolização como terapia neoadjuvante tem se mostrado eficaz na reclassificação de pacientes com tumores hepáticos inicialmente considerados irresecáveis. O objetivo então é reduzir o tamanho do tumor hepático antes de um procedimento cirúrgico, como a ressecção hepática ou transplante. Tanto para o tratamento paliativo ou neoadjuvante, a radioembolização consiste em implantar definitivamente as microesferas marcadas com Y-90 nos vasos sanguíneos que irrigam a neoplasia. Após a administração das microesferas marcadas, elas se deslocam através do lúmen vascular até alcançarem vasos de menor calibre, onde ficam retidas. Devido à sua ligação com o radioisótopo, as microesferas liberam localmente a energia das partículas beta emitidas pelo Y-90 (Figura 7) (CARVALHO et al., 2020).

Figura 7 – Representação das microesferas no lúmen vascular.



Fonte: CRA MEDICAL IMAGING, 2022.

A elegibilidade do paciente e a viabilidade da radioembolização passam pelo critério de uma equipe multidisciplinar que envolve a avaliação clínica do paciente e exames de imagem pré-tratamento (TC ou RMN, angiografia hepática e cintilografia de perfusão hepática). Os exames de imagem são usados para encontrar possíveis contraindicações para o tratamento, planejamento e otimização dos resultados terapêuticos (WEBER *et al.,* 2022).

Os exames de imagem, como a TC ou a RMN, permitem a visualização detalhada da anatomia e extensão do volume tumoral, sendo esses dados fundamentais para o cálculo da atividade a ser administrada, conforme ilustrado na Figura 8a pela calculadora de atividade da SIRTEX. A angiografia hepática

proporciona uma compreensão precisa dos vasos sanguíneos que irrigam o tecido hepático saudável e o volume tumoral, permitindo à equipe médica selecionar os vasos sanguíneos nos quais as microesferas marcadas com Y-90 serão administradas. Já a cintilografia de perfusão hepática não apenas avalia a função hepática, mas também permite à equipe simular o tratamento com Y-90 e verificar possíveis pontos de migração não desejada, especialmente para os pulmões, o que pode inviabilizar a realização da radioembolização (Figura 8b) (YAMAGA, 2018).

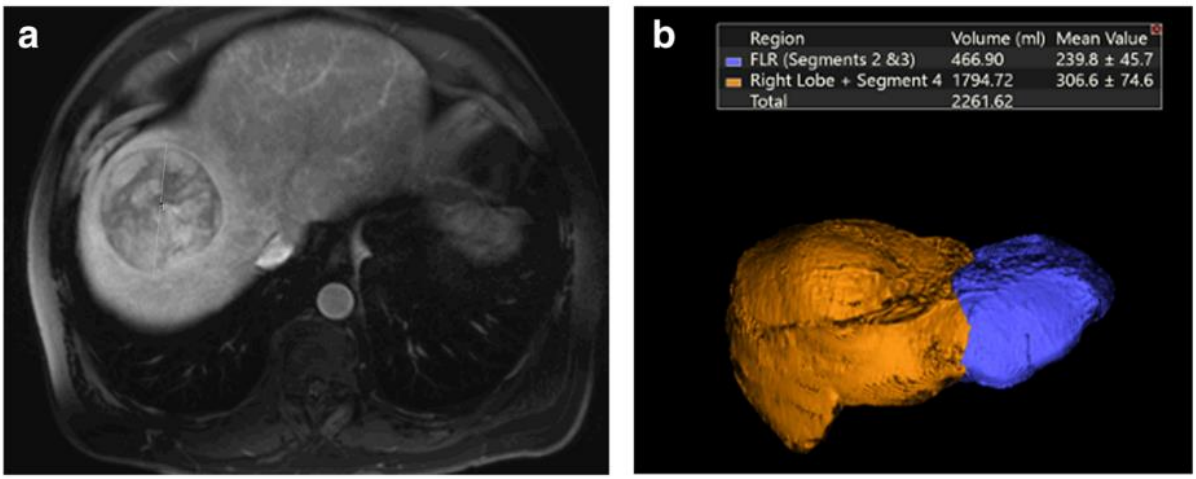
Figura 8 – Calculadora de atividade para as microesferas SIRTEX. (a) dados de entrada do tecido hepático, (b) dados pulmonares.

Fonte: SIRTEX, 2023.

2.3.1 Exames de imagem 3D

A TC ou RMN são fundamentais para a avaliação da viabilidade do tratamento e o planejamento da radioembolização. Esses exames fornecem à equipe médica informações morfológicas, localização e volumes dos tecidos tumorais e sadios do fígado como pode ser visto na Figura 9. Portanto, esses exames fornecem dados detalhados sobre a condição hepática do paciente, auxiliando a equipe médica na escolha da técnica de tratamento a ser empregada, no planejamento mais preciso e individualizado da radioembolização (WEBER *et al*., 2022).

Figura 9 – Imagem de ressonância magnética nuclear com volumetria hepática. (a) corte axial evidenciando a lesão hepática, (b) segmentação e volumetria hepática.

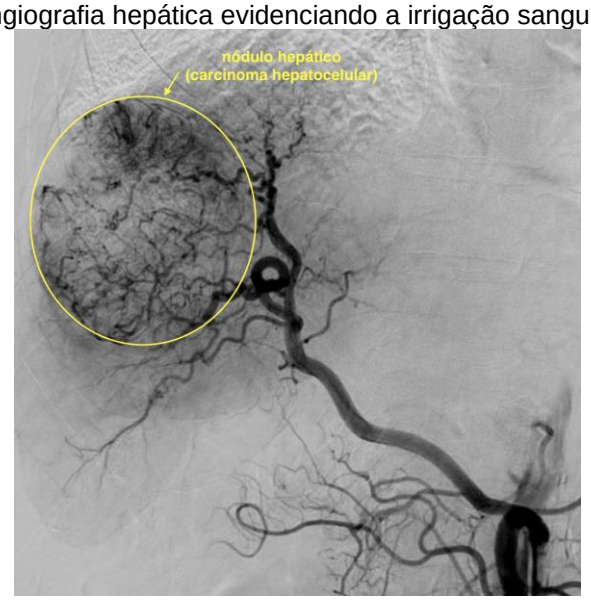


Fonte: QADAN *et al.*, 2021

2.3.2 Angiografia

A angiografia hepática é um procedimento intervencionista com fins diagnósticos. Ela envolve a inserção de cateteres, geralmente pela região inguinal onde a artéria femoral é puncionada. Utilizando imagens em tempo real geradas por um equipamento de fluoroscopia, o médico intervencionista guia o cateter pelo lúmen dos vasos sanguíneos até o ponto vascular hepático de interesse. Durante o procedimento, é administrado um meio de contraste iodado na região. Isso permite que a equipe médica registre imagens detalhadas da distribuição vascular no tecido hepático sadio e tumoral. Por meio da angiografia hepática, é possível obter informações precisas sobre a vasculatura do fígado e sua relação com a neoplasia, fundamental para o planejamento e execução do tratamento. Isso possibilita a seleção precisa dos vasos para a administração das microesferas marcadas com Y-90 durante a radioembolização, contribuindo para a eficácia e segurança do procedimento. A distribuição irregular da vasculatura das neoplasias malignas pode ser observada na Figura 10. Isso ocorre devido à formação desordenada de novos vasos sanguíneos, conhecida como neoangiogênese, que visa fornecer nutrição ao tumor (TONG *et al*., 2016).

Figura 10 - Angiografia hepática evidenciando a irrigação sanguínea do tumor.



Fonte: ROCHA, 2021

Durante o processo de angiografia hepática, é possível identificar a presença de vasos sanguíneos que direcionam o fluxo sanguíneo do fígado para outros órgãos ou tecidos. Caso seja detectada essa situação, pode ser realizada uma embolização para obstruir o vaso, evitando que, durante a administração das microesferas de Y-90, elas sejam direcionadas para órgãos ou tecidos indesejados. Essa estratégia de embolização visa garantir que as microesferas de Y-90 sejam direcionadas especificamente para o tecido hepático, maximizando a eficácia do tratamento e reduzindo o risco de efeitos adversos em outros locais do corpo.

2.3.3 Simulação do tratamento de radioembolização

No mesmo ponto onde se planeja administrar as microesferas de Y-90, uma dose de macroagregado de albumina (MAA) marcado com uma atividade de 5 milicurie de tecnécio-99m (Tc-99m MAA) é administrada. Essa etapa pode ser considerada como uma simulação para avaliar o comportamento das microesferas marcadas com Y-90 no corpo.

O MAA é utilizado nessa simulação devido ao seu diâmetro relativamente semelhante às microesferas de resina ou vidro usadas na radioembolização. Ao administrar o MAA, é possível quantificar o shunt hepato-pulmonar, ou seja, o fluxo sanguíneo que desvia do fígado para os pulmões, como mostrado na Figura 11. Além

disso, o exame permite verificar se há refluxo hepático para o estômago, intestino ou pâncreas (RIAZ; AWAIS; SALEM, 2014).

Essa avaliação visa garantir a segurança e eficácia da administração das microesferas marcadas com Y-90, pois o MAA se comporta no corpo de forma semelhante às esferas usadas na radioembolização. Portanto, é possível prever o comportamento das microesferas marcadas com Y-90 e identificar possíveis desvios indesejados do tratamento. Os valores do shunt hepato-pulmonar são importantes para a equipe médica, pois fornecem informações sobre a distribuição do fluxo sanguíneo e auxiliam na seleção adequada dos vasos sanguíneos para a administração das microesferas de Y-90.

Figura 11 - Avaliação do shunt pulmonar evidenciando a alta migração do Tc-99m MAA para os pulmões.

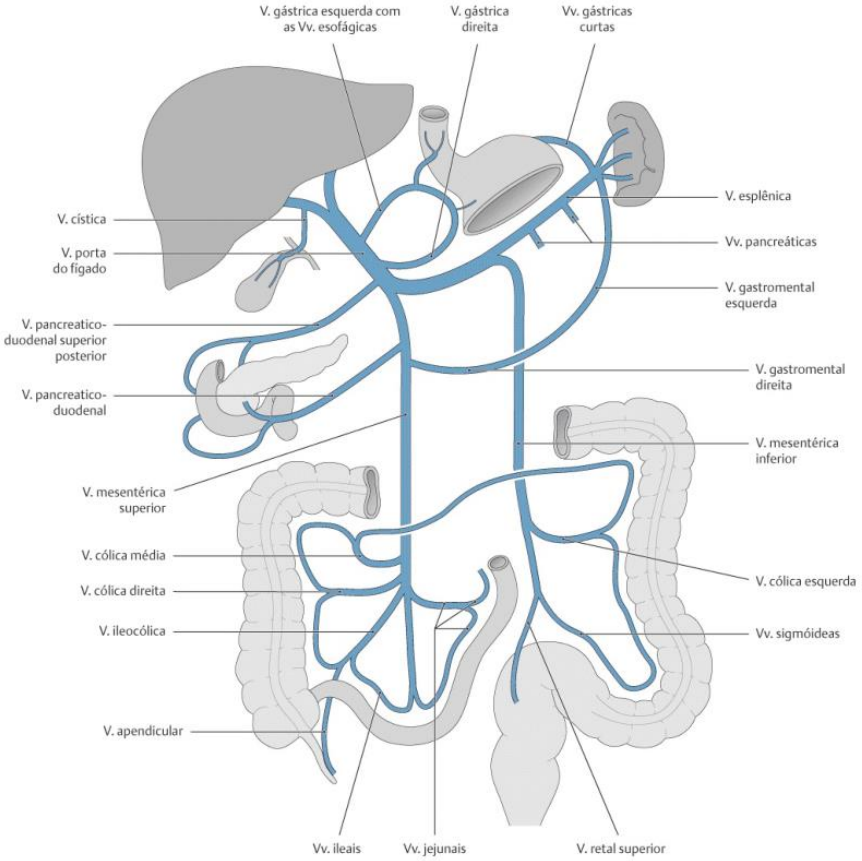
Fonte: RIAZ; AWAIS; SALEM, 2014.

2.3.4 Fígado

O fígado é um órgão de grandes dimensões, com sua maior parte localizada no quadrante superior direito do abdome, mas que também se estende para o quadrante superior esquerdo. Ele desempenha diversas atividades metabólicas essenciais para a manutenção da homeostase e nutrição do corpo. Conforme ilustrado na Figura 12, o fígado recebe um grande fluxo sanguíneo venoso proveniente do

intestino delgado, de uma parte considerável do intestino grosso, do estômago, do pâncreas e do baço, por meio do sistema porta hepático (SCHÜNKE *et al.*, 2007).

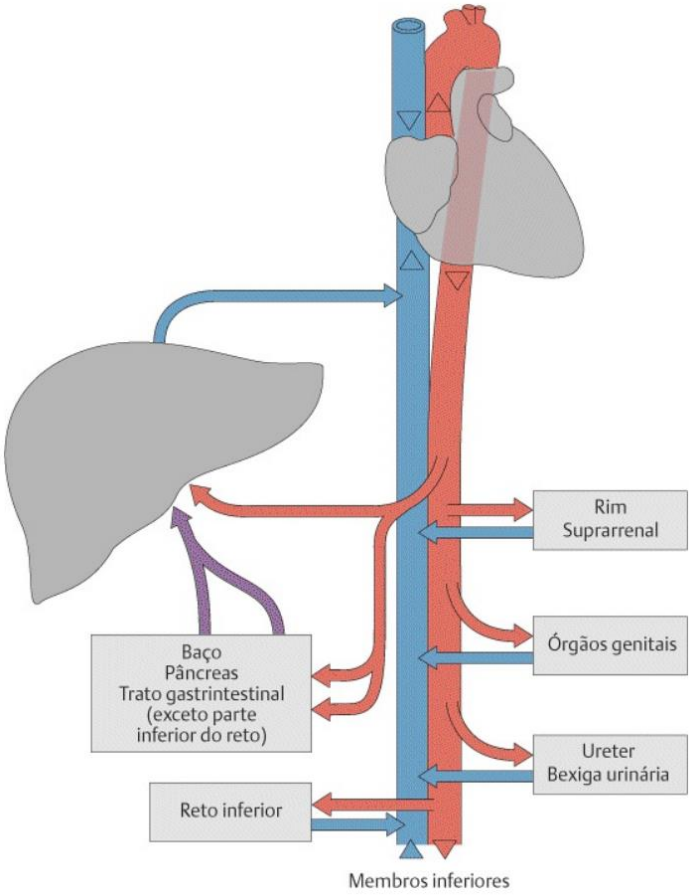
Figura 12 - Sistema porta-hepático.



Fonte: SCHÜNKE *et al.*, 2007.

No sistema porta hepático, aproximadamente 70% do fluxo sanguíneo do fígado é proveniente da drenagem das vísceras abdominais mencionadas anteriormente. As veias dessas vísceras convergem para formar a veia porta do fígado, que transporta o sangue para o fígado. 30% do fluxo sanguíneo hepático são provenientes da circulação arterial através da artéria hepática própria, como ilustrado na Figura 13 (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). A drenagem venosa do fígado ocorre pelas veias hepáticas, que transportam o sangue que passou pelo fígado até a veia cava inferior, que segue para o átrio direito do coração.

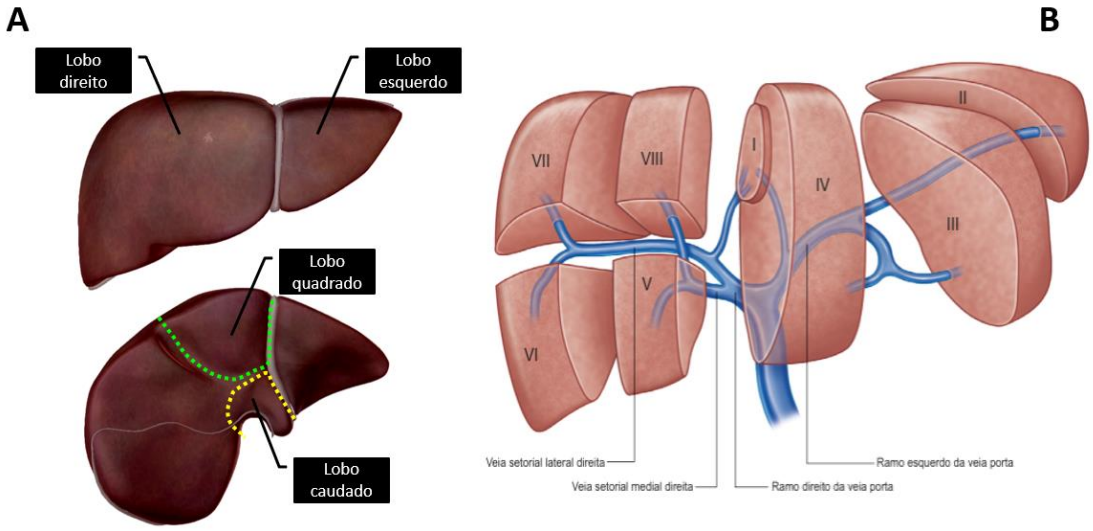
Figura 13 -Sistema vascular do fígado com veias em azul e artérias em vermelho.



Fonte: SCHÜNKE *et al.*, 2007.

Seguindo critérios anatômicos, o fígado pode ser dividido em quatro lobos: lobo direito, lobo esquerdo, lobo caudado e lobo quadrado (Figura 14a). Para procedimentos intervencionistas e cirúrgicos, é mais comum utilizar uma divisão em oito segmentos (numerados de 1 a 8 em algarismos romanos) (Figura 14b). A vascularização do sistema porta-hepático torna cada um desses segmentos em pequenas unidades funcionais hepáticas, pois cada um possui sua própria vascularização arterial e venosa (SCHÜNKE *et al*., 2007).

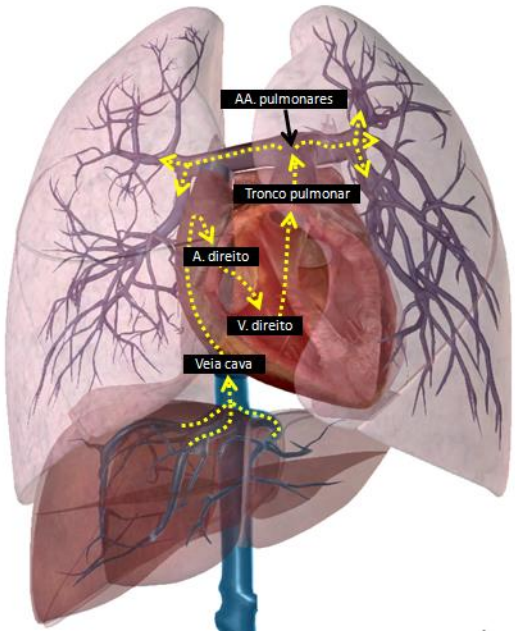
Figura 14 – Anatomia do fígado. (a) divisão anatômica em lobos, (b) divisão fisiológica do fígado em segmentos.



Fonte: SCHÜNKE *et al.,* 2007.

Devido a essa vascularização especial, pode ocorrer refluxo das microesferas marcadas com Y-90 para os intestinos ou estômago. Essa migração indesejada pode ocorrer devido a variações anatômicas individuais ou alterações na vasculatura hepática, como mostrado no tópico 2.4.3. Além disso, uma parte das microesferas pode migrar para os pulmões através da veia cava inferior, seguindo para o átrio direito do coração, ventrículo direito do coração, tronco pulmonar, artérias pulmonares até alcançar os pulmões (Figura 15).

Figura 15 - Trajetória para a migração das microesferas até os pulmões.



Fonte: o autor, 2023.

2.4 Particularidades da radioembolização

Para a realização da radioembolização, existem dois tipos de microesferas disponíveis. As de resina, comercializadas pela SIRTEX com o nome de SIR-Spheres®, e as de vidro, comercializadas pela Boston Scientific's com o nome de TheraSphere®. Ambas as microesferas são marcadas com Y-90 e têm diferentes diâmetros. As microesferas de resina SIR-Spheres® têm um diâmetro entre 20 e 60 micrômetros, enquanto as microesferas de vidro TheraSphere® têm um diâmetro entre 15 e 35 micrômetros (SIRTEX, 2022; BOSTON SCIENTIFIC, 2022).

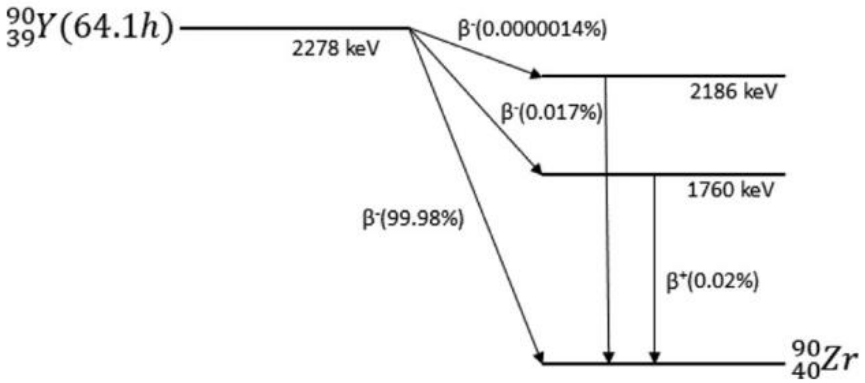
Existem diferenças significativas entre os dois produtos em relação às atividades e à dosimetria. As microesferas SIR-Spheres® são comercializadas em frascos com uma atividade padrão de 3 GBq e uma atividade média de 50 Bq por microesfera. Por outro lado, as microesferas TheraSphere® são comercializadas em frascos com atividades que variam de 3 GBq a 20 GBq, e cada esfera possui uma atividade média de 2.500 Bq (SIRTEX, 2022; BOSTON SCIENTIFIC, 2022).

Devido às diferenças nos diâmetros entre os produtos, as SIR-Spheres® se apresentam mais embólicas em comparação com as TheraSphere®. Contudo, o fator principal do para obtenção dos resultados terapêuticos é a deposição local da energia das partículas beta no tecido tumoral (WEBER *et al.,* 2022).

2.4.1 Ítrio-90

O Y-90 é um emissor beta puro que decai para o zircônio-90, que é um elemento estável. A emissão beta- (β^-) ocorre em átomos instáveis com excesso de nêutrons, e a energia máxima é compartilhada entre a partícula β^- e o neutrino, que são gerados durante o processo de decaimento. Portanto, as partículas β^- apresentam um espectro energético contínuo. Para que a partícula β^- tenha energia máxima, o neutrino formado precisa ter energia cinética igual a zero. O mesmo princípio se aplica ao processo inverso, mas ambos têm baixa probabilidade de ocorrência (Figura 16) (BASTIAANNET, 2018; ATTIX, 1991).

Figura 16 – Esquema de decaimento do Y-90.



Fonte: GULEC; MCGORON, 2022.

A energia média da partícula β^-, que é de suma importância para compreender suas interações, geralmente representa aproximadamente 1/3 a 2/5 da energia total. Uma aproximação comumente encontrada na literatura especializada em física das radiações é de cerca de 1/3 da energia total (OKUNO; YOSHIMURA, 2016).

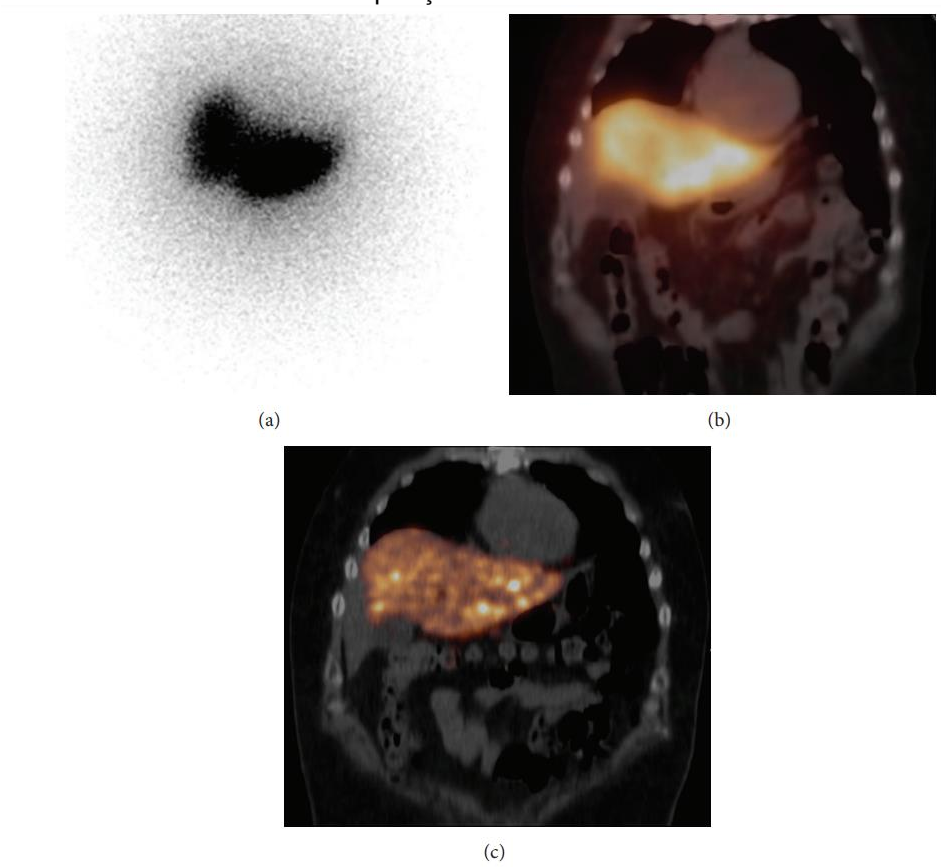
A energia máxima da partícula β^- emitida pelo Y-90 é de 2,27 MeV, enquanto sua energia média é de 0,937 MeV (GULEC; MCGORON, 2022). Com baixas probabilidades, após a emissão beta, o Y-90 pode permanecer em estado metaestável e emitir uma partícula β^+.

O alcance das partículas β^- emitidas pelo Y-90 no tecido hepático pode chegar a até 11 milímetros, o que significa que elas podem atingir células cancerígenas localizadas a uma profundidade de até 11 milímetros. No entanto, seu alcance médio é de aproximadamente 2,5 milímetros, indicando que a maior parte da dose terapêutica é depositada em um alcance mais curto dentro do tecido-alvo. Isso permite que a radioembolização com Y-90 seja altamente direcionada, concentrando a dose terapêutica na região de interesse e minimizando os efeitos nos tecidos saudáveis circundantes (BASTIAANNET, 2018).

Após as interações eletrostáticas da partícula β^- com núcleos atômicos, ela é desacelerada, resultando na conversão de parte da energia cinética em energia eletromagnética na forma de raios X de frenagem. Embora esses raios X contribuam em baixa proporção para a dose total de radiação entregue ao tecido hepático na radioembolização, eles podem depositar dose em outros órgãos e tecidos devido ao alcance dos raios X. Além disso, esses raios X são utilizados no pós-tratamento para acompanhar o paciente e analisar a distribuição das esferas por SPECT ou SPECT/CT como apresentado na Figura 17 (ELSCHOT *et al.*, 2013).

Outra maneira de analisar a distribuição das microesferas é por meio da tomografia por emissão de pósitrons (PET-CT) com Y-90, que depende da geração de pósitrons durante a radioembolização como mostrado na Figura 17c. Esse método é o mais eficaz para analisar a distribuição das microesferas no pós-tratamento e permite a dosimetria retrospectiva (COSTA *et al., 2022*).

Figura 17 – Imagens de avaliação pós-procedimento. (a) imagem planar Bremsstrahlung, (b) corte coronal de imagem 3D Bremsstrahlung SPECT/CT, (c) corte coronal de imagem 3D obtida por fótons de aniquilação PET/CT.



Fonte: WRIGHT, 2015.

Nas simulações MC, a produção de raios X de frenagem desempenha um papel importante na estimativa de dose no fantoma, devido à probabilidade de sua ocorrência e às regiões mais afetadas por essa radiação. Além disso, a geração de partículas β^+ também resulta na produção de fótons após a aniquilação, e a inclusão dessa partícula na simulação proporciona maior precisão para aspectos clínicos (WRIGHT, 2015).

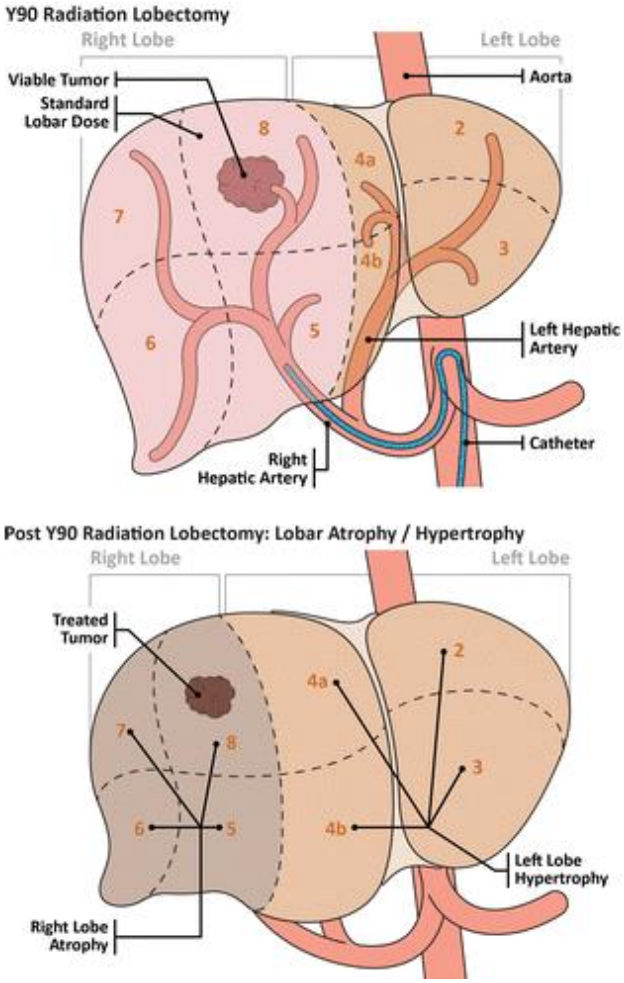
2.4.2 Técnicas de tratamento

Diversas técnicas de tratamento podem ser implementadas, dependendo de vários fatores clínicos, como o estado clínico geral do paciente, a extensão do acometimento hepático, a presença de doenças hepáticas, variações vasculares, entre outros. Portanto, a escolha da técnica de tratamento é feita com critério e leva em consideração todos os exames realizados na fase de planejamento da radioembolização. As técnicas de tratamento mais comumente utilizadas na prática clínica incluem a lobectomia por radiação e a segmentectomia por radiação (WEBER *et al*., 2022).

2.4.3 Lobectomia por radiação

Esta técnica consiste na administração da atividade previamente calculada em um lobo hepático (Figura 18), com o objetivo de reduzir o volume tumoral, promover a atrofia do lobo tratado e estimular a hipertrofia do lobo contralateral. O tumor, os tecidos hepáticos adjacentes com possibilidade de conter células tumorais e os tecidos hepáticos adjacentes saudáveis sofrem os efeitos citotóxicos. Dessa forma, ocorre uma redução gradual do fluxo sanguíneo para o lobo tratado e um aumento no fluxo para o lobo contralateral, o que justifica a hipertrofia observada. Tanto as SIR-Spheres® quanto as TheraSphere® podem ser utilizadas nessa técnica. No entanto, a equipe médica deve avaliar o grau embólico de cada esfera, pois esse fator também contribui para a atrofia do lobo hepático tratado (MILLER *et al*., 2021).

Figura 18 – Lobectomia com Y-90.

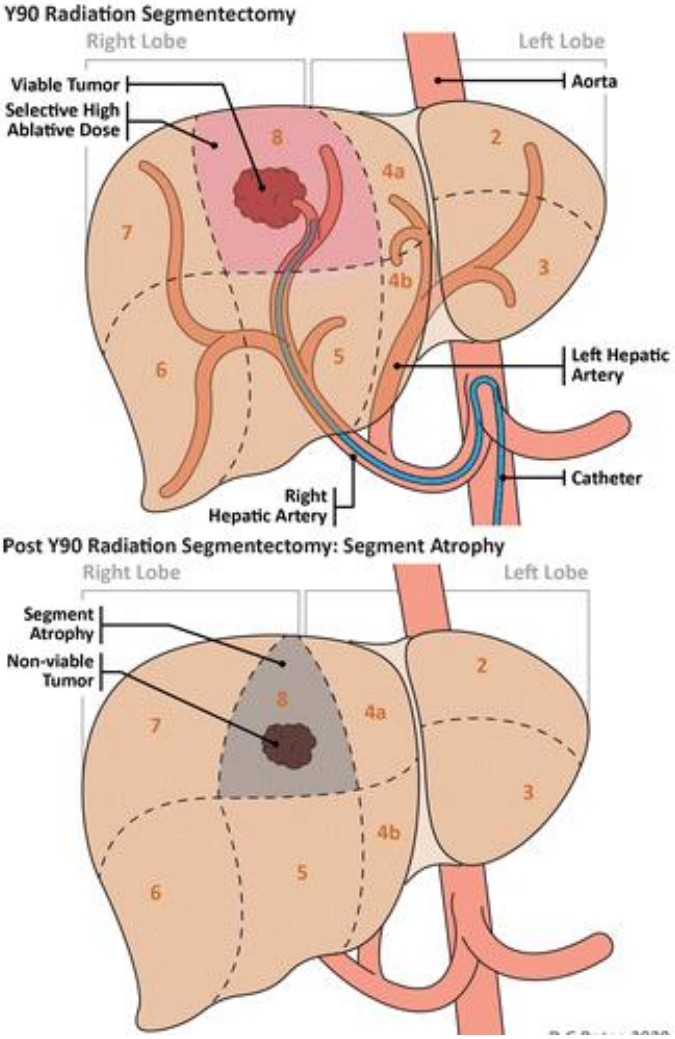


Fonte: MILLER *et al*., 2021.

2.4.4 Segmentectomia por radiação

A segmentectomia por radiação consiste na administração de uma alta atividade em até dois segmentos hepáticos, com o objetivo principal de reduzir o volume tumoral e proporcionar efeitos citotóxicos em possíveis células tumorais adjacentes ao tumor de maior relevância (Figura 19). Dessa forma, o parênquima hepático é preservado, resultando em baixa toxicidade hepática. Esse tratamento é considerado mais conservador. No entanto, os efeitos citotóxicos no tumor são ampliados devido à alta dose recebida. Tanto as SIR-Spheres® quanto as TheraSphere® podem ser utilizadas nessa técnica. No entanto, é fundamental que a equipe médica avalie o grau embólico de cada esfera, pois esse fator também é responsável pela atrofia dos segmentos hepáticos.

Figura 19 – Segmentectomia com Y-90.

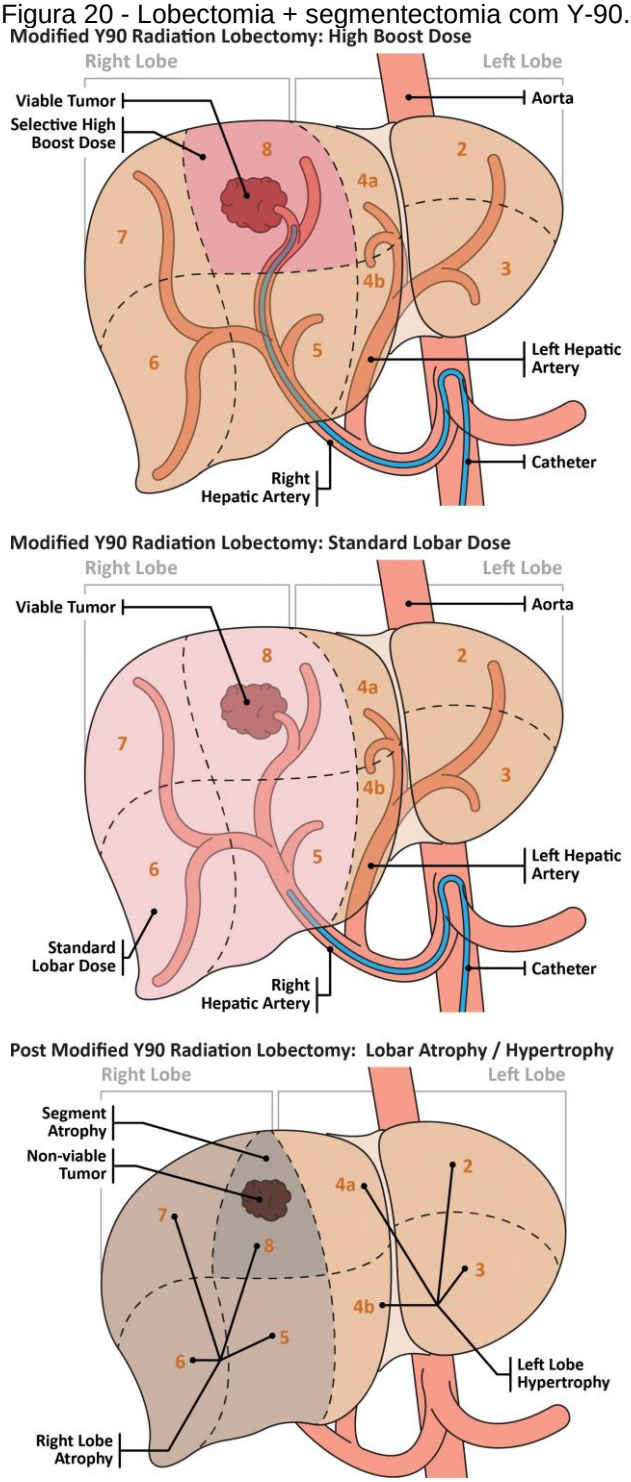


Fonte: MILLER *et al.*, 2021.

2.4.5 Lobectomia por radiação + segmentectomia por radiação

Esta técnica é uma combinação da lobectomia por radiação e da segmentectomia por radiação. Consiste na administração de alta atividade em até dois segmentos hepáticos, além do tratamento lobar com menor atividade (Figura 20). Os principais objetivos dessa técnica são o tratamento do tumor por meio dos altos efeitos citotóxicos no próprio tumor, juntamente com a atrofia do lobo hepático tratado e a hipertrofia do lobo hepático contralateral.

Figura 20 - Lobectomia + segmentectomia com Y-90.



Fonte: MILLER *et al*., 2021.

Os métodos de imagem pós-tratamento, em especial o das imagens PET/CT utilizando o Y-90, são métodos para a avaliação de distribuição das microesferas (SHRIKANTHAN *et al.*, 2012). As imagens obtidas por essa técnica têm se mostrado fundamental para a avaliação dosimétrica clínica pós-tratamento. Contudo, regiões de

onde ocorre pouca acumulação das microesferas resultam em variações nos resultados, evidenciando limitações desse método dosimétrico (COSTA *et al.*, 2022).

O método de MC, sendo considerado o padrão-ouro para dosimetria interna, tem sido amplamente utilizado em estudos dosimétricos para a radioembolização. No entanto, é importante ressaltar que esses estudos muitas vezes empregam simplificações do problema. Por exemplo, a energia das partículas geralmente é baseada na distribuição de Fermi (RONCALI *et al.*, 2020) ou considera apenas a energia média (0,937 MeV) da partícula β^-, negligenciando todo o restante do espectro energético. Além disso, algumas publicações simplificam a geometria simulada, utilizando modelos matemáticos para as simulações (HASHIKIN *et al.*, 2016) ou considerando apenas órgãos de maior interesse, como o fígado e os pulmões (PETITGUILLAUME *et al.*, 2014).

As abordagens de estimativa da dose simplificadas podem resultar em subestimação ou superestimação da dose no tecido hepático. Além disso, essas abordagens podem não evidenciar adequadamente a dose absorvida por órgãos próximos ao sítio de injeção. É importante considerar as radiações eletromagnéticas geradas por bremsstrahlung ou aniquilação, pois o livre caminho médio dessas radiações é mais elevado.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O hardware utilizado para realizar o trabalho foi um computador pessoal com as seguintes especificações: sistema operacional Windows 10, processador Intel i5, 8 GB de memória RAM e um armazenamento interno de 256 GB.

Para a composição da PC, o *software* Blender foi instalado no ambiente do Windows 10. Nele, foram adicionados *add-ons* nativos do pacote de instalação e outros disponibilizados pela comunidade do *software*. O PHAMA foi desenvolvido em linguagem Python na Interface de Programação de Aplicativos (Application Programming Interface – API) nativa do Blender. Os *softwares* Digital image processing (DIP) (VIEIRA; LIMA, 2009) e o Human anatomy atlas também foram instalados no ambiente do Windows 10. Abaixo, são fornecidas informações sobre as versões e características de cada *software*:

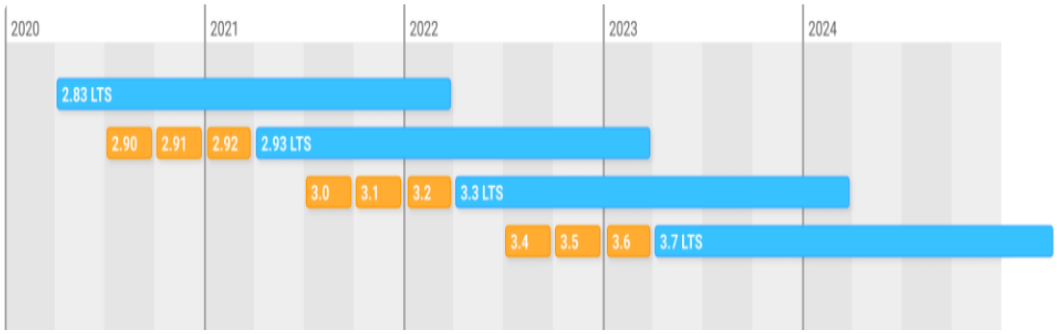
- Blender v. 2.83.20: utilizado para modificações no MARTIN e ambiente de implementação do código do PHAMA;
- PHAMA v.1.1.0: *add-on* do Blender desenvolvido para a criação e edição de fantomas antropomórficos e modelagem de fontes de radiação ionizante.
- OrtogOnBlender v. 2021.12.25: *add-on* do Blender com o pacote de ferramentas usado para a reconstrução do voxel data;
- 3D Print Toolbox v. 1.1.0: *add-on* nativo do Blender para análise de volumes, com ferramentas incorporadas ao PHAMA para análise de lacunas e interseções;
- Human anatomy atlas v. 7.4.01: atlas de anatomia humana utilizado como referência para edições nos fantomas.
- Digital Image Processing (DIP): *software* in-house do GDN usado para voxelização do fantoma MARTIN.

Nesta seção, serão apresentados alguns resultados obtidos a partir da metodologia utilizada. São mostrados a criação do PHAMA e o uso de algumas ferramentas do *add-on* para modificar o MARTIN e criar a fonte de Y-90. Alguns resultados das modificações anatômicas por ferramentas nativas do Blender também são apresentados.

3.1 PHAMA

O Blender é um pacote de criação e edição 3D sob licença GNU GPL. Portanto, seu código é aberto para edição do código fonte e redistribuição e pode ser baixado em https://www.blender.org/download/. A comunidade, constantemente está atualizando o *software* e, a partir do ano de 2020, iniciou o programa Long-term support (LTS). Com isso, a versão 2.83 foi atualizada pela comunidade por 2 anos. A Figura 21 mostra o cronograma de lançamentos do Blender.

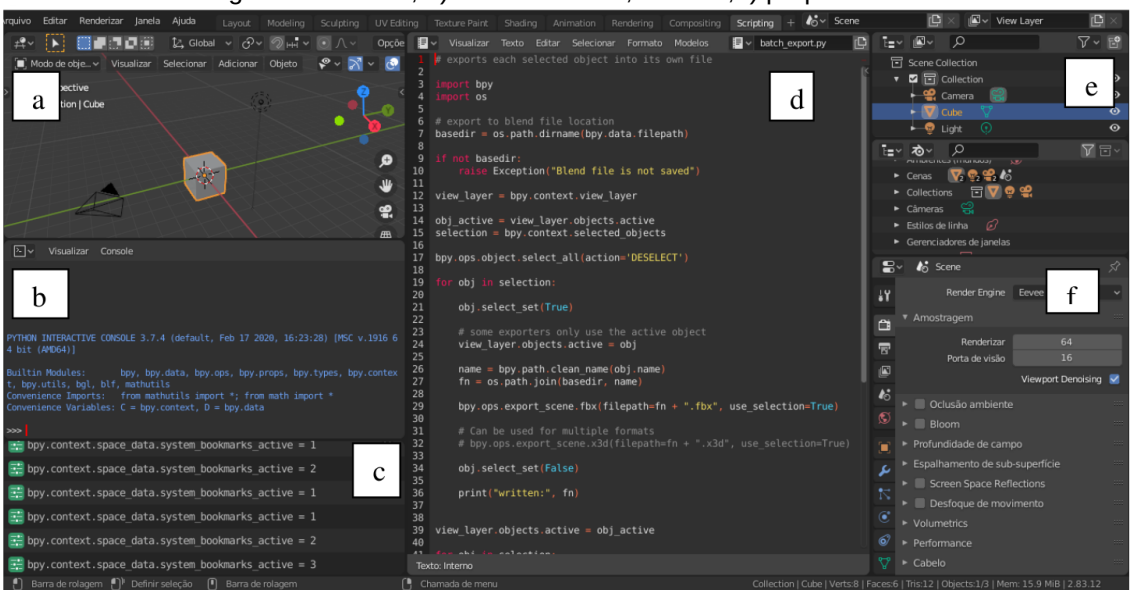
Figura 21 - Cronograma de versões do Blender.



Fonte: Blender Foundation, 2023.

Além das ferramentas para a modelagem 3D, o Blender conta com uma API de desenvolvimento e possui um interpretador da linguagem Python. Nesse ambiente, o add-on PHAMA foi desenvolvido. Na Figura 22 é mostrada a interface de desenvolvimento do Blender. A região (d) da Figura 22 é o espaço destinado à escrita do código.

Figura 22 - Interface de desenvolvimento de scripts do Blender. a) 3d view, b) console interativo, c) log de comandos, d) editor de texto, outliner, f) propriedades.



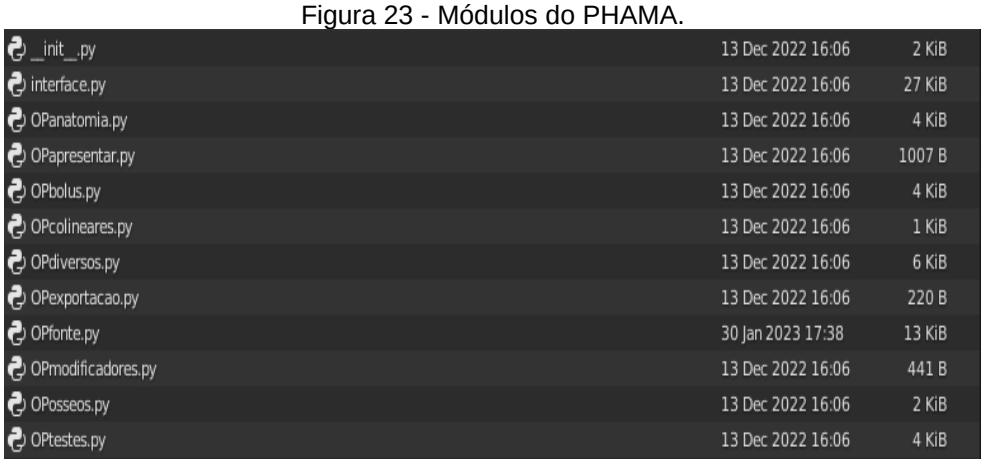
Fonte: o autor, 2023.

O PHAMA é um add-on para o Blender 3D, escrito em linguagem de programação Python. Foi desenvolvimento para incluir e otimizar ferramentas de criação, edição de fantomas BREP e fontes de radiações ionizantes. O PHAMA visa que usuários básicos do Blender possam desenvolver em poucos passos, a toque de mouse e com teclas de atalho, fantomas computacionais e fontes de radiações ionizantes.

3.1.1 Criação da interface

O PHAMA é um conjunto de módulos com extensão .py, desenvolvido desta forma para que novas funções possam ser adicionadas aos painéis já existentes. O pacote PHAMA conta com 12 módulos, como pode ser visto na Figura 23.

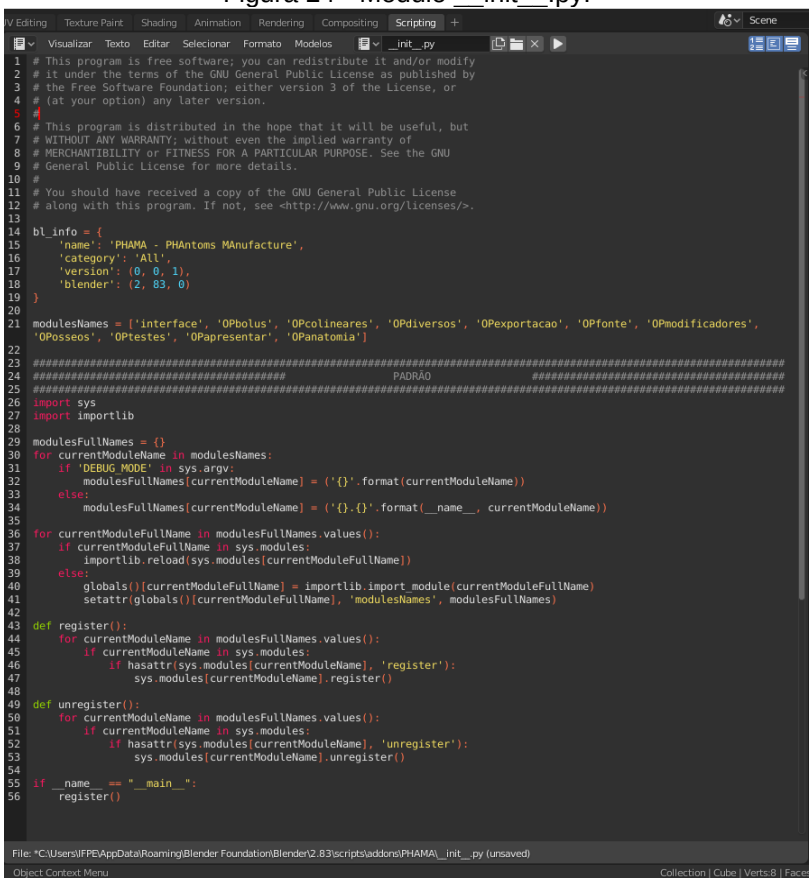
Figura 23 - Módulos do PHAMA.



Fonte: o autor, 2023.

O arquivo __init__.py é o módulo de construção do add-on, pois nele estão contidas as meta-informações do PHAMA. O dicionário python chamado "bl_info" contém essas informações. Ainda, no __init__.py a lista de módulos é declarada explicitamente para que o Blender possa carregar os módulos declarados. Na Figura 24 são destacados o dicionário bl_info e a lista de módulos declarados no arquivo.

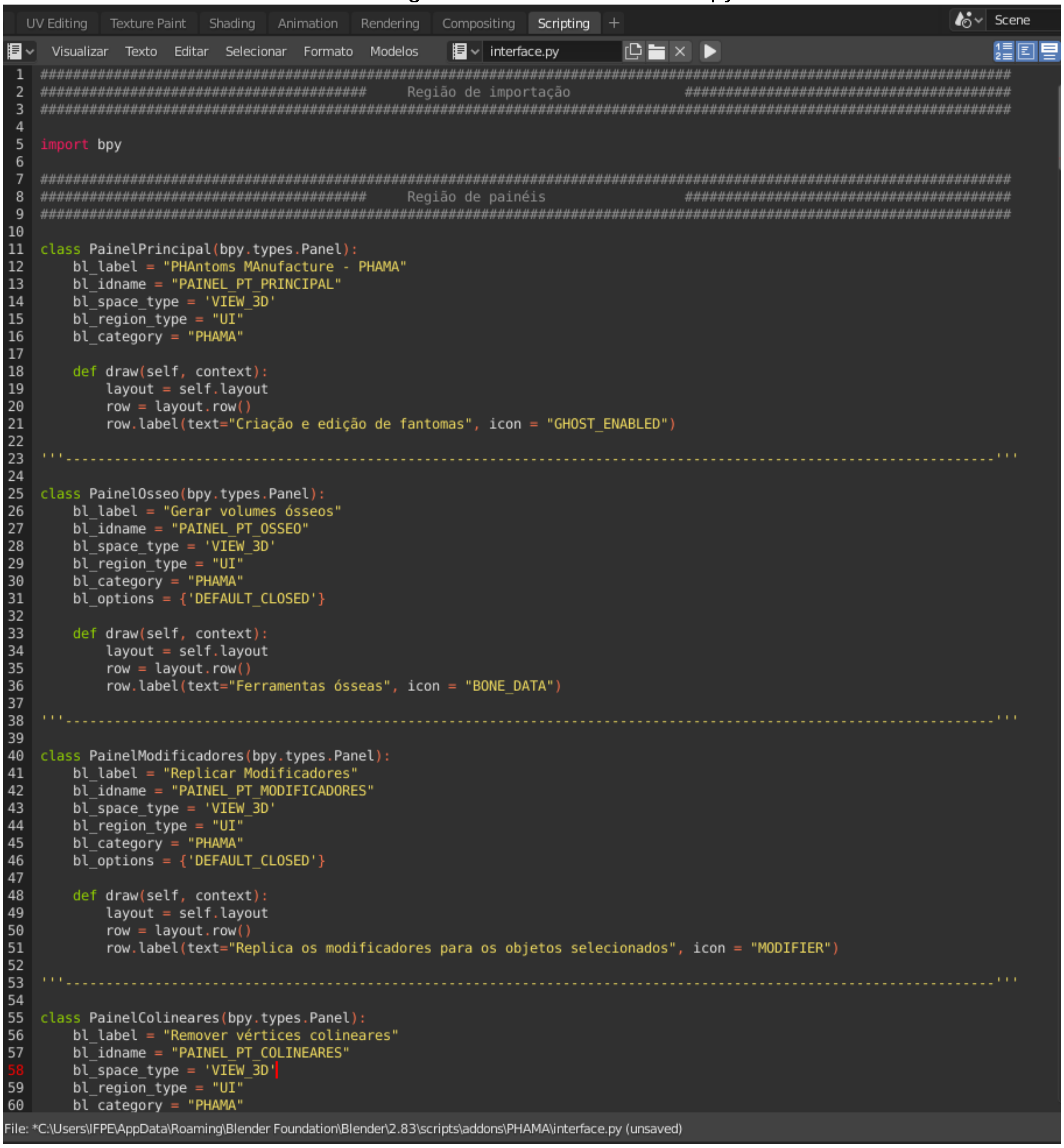
Figura 24 - Módulo __init__.py.



Fonte: o autor, 2023.

O módulo interface.py (Figura 25) é o responsável pela criação da interface do PHAMA. Cada um dos 9 painéis é definido por uma classe. Dentre os atributos das classes declaradas, para a criação dos painéis, está bl_region_type = "UI" que define a região onde o painel será criado, nesse caso, na UI (User Interface). Portanto, o add-on está localizado na barra lateral da 3D view do Blender e pode ser acessado através da tecla de atalho “n”.

Figura 25 - módulo interface.py.

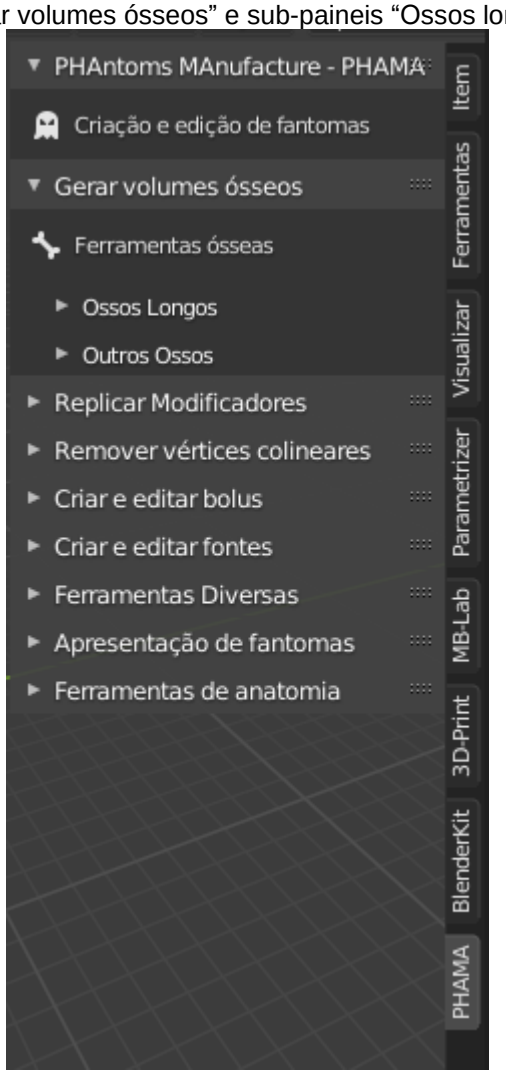


```
##########################################################################################################################
########################################     Região de importação          ############################################
##########################################################################################################################

import bpy

##########################################################################################################################
########################################     Região de painéis             ############################################
##########################################################################################################################

class PainelPrincipal(bpy.types.Panel):
    bl_label = "PHAntoms MAnufacture - PHAMA"
    bl_idname = "PAINEL_PT_PRINCIPAL"
    bl_space_type = 'VIEW_3D'
    bl_region_type = "UI"
    bl_category = "PHAMA"

    def draw(self, context):
        layout = self.layout
        row = layout.row()
        row.label(text="Criação e edição de fantomas", icon = "GHOST_ENABLED")

'''-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------'''

class PainelOsseo(bpy.types.Panel):
    bl_label = "Gerar volumes ósseos"
    bl_idname = "PAINEL_PT_OSSEO"
    bl_space_type = 'VIEW_3D'
    bl_region_type = "UI"
    bl_category = "PHAMA"
    bl_options = {'DEFAULT_CLOSED'}

    def draw(self, context):
        layout = self.layout
        row = layout.row()
        row.label(text="Ferramentas ósseas", icon = "BONE_DATA")

'''-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------'''

class PainelModificadores(bpy.types.Panel):
    bl_label = "Replicar Modificadores"
    bl_idname = "PAINEL_PT_MODIFICADORES"
    bl_space_type = 'VIEW_3D'
    bl_region_type = "UI"
    bl_category = "PHAMA"
    bl_options = {'DEFAULT_CLOSED'}

    def draw(self, context):
        layout = self.layout
        row = layout.row()
        row.label(text="Replica os modificadores para os objetos selecionados", icon = "MODIFIER")

'''-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------'''

class PainelColineares(bpy.types.Panel):
    bl_label = "Remover vértices colineares"
    bl_idname = "PAINEL_PT_COLINEARES"
    bl_space_type = 'VIEW_3D'
    bl_region_type = "UI"
    bl_category = "PHAMA"
```


Fonte: o autor, 2023.

O módulo interface.py possui classes declaradas para a criação de sub-paineis, criados para separar as ferramentas desenvolvidas. A Figura 26 mostra o painel “gerar volumes ósseos” e os sub-paineis “ossos longos” e “outros ossos”.

Figura 26 – Painel “Gerar volumes ósseos” e sub-paineis “Ossos longos” e “Outros ossos”.

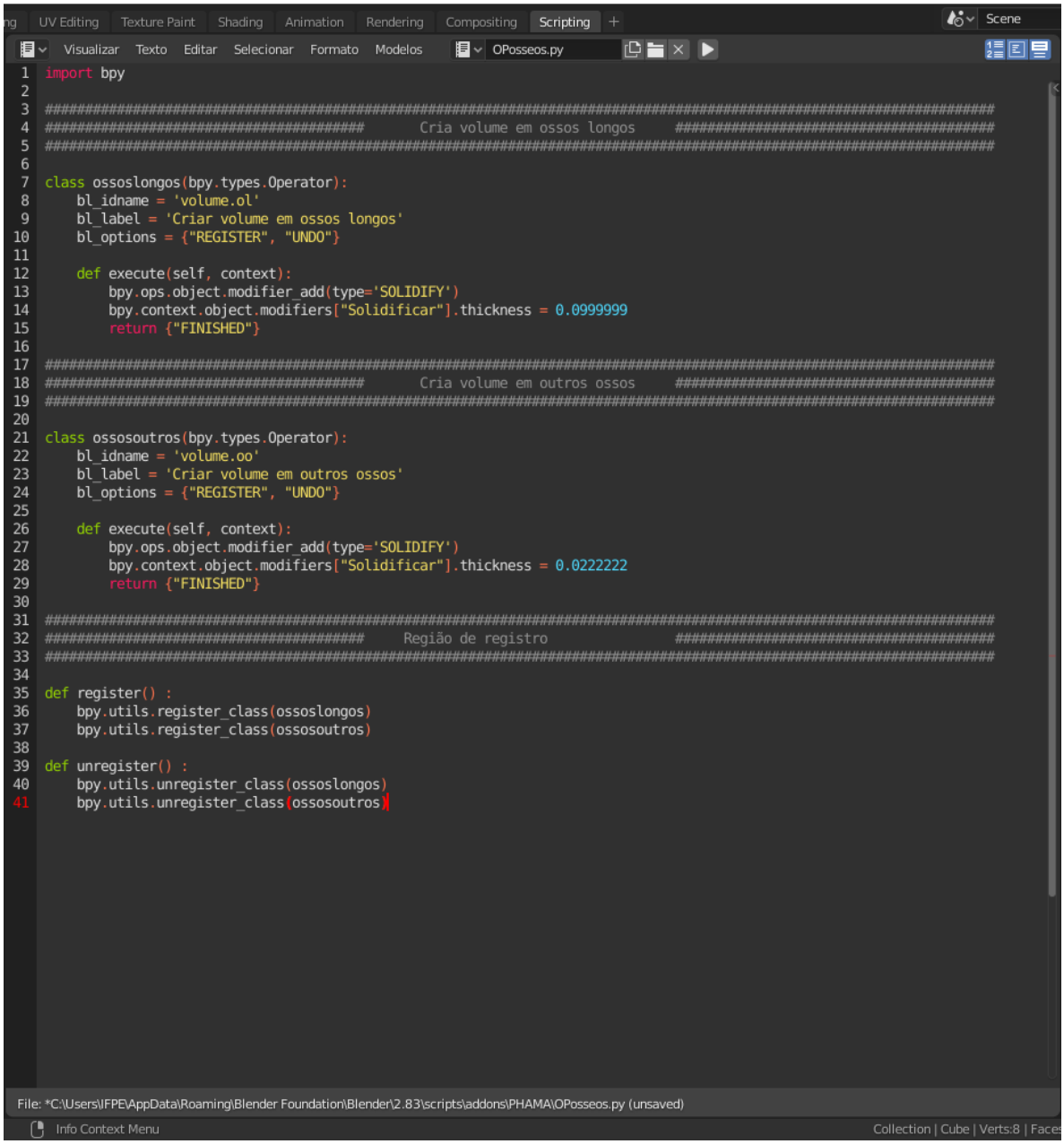


Fonte: o autor, 2023.

3.1.2 Operadores

Os demais módulos são definidos no ambiente da API do Blender como operadores. Esses operadores podem ser exibidos como botões e são fundamentalmente classes com funções declaradas. Portanto, podem ser chamados a qualquer momento pelo seu nome declarado. A Figura 27 mostra os operadores criados para criar volumes ósseos. Esses operadores são chamados na interface e exibidos como botões.

Figura 27 – Operadores para a criação de volumes ósseos.



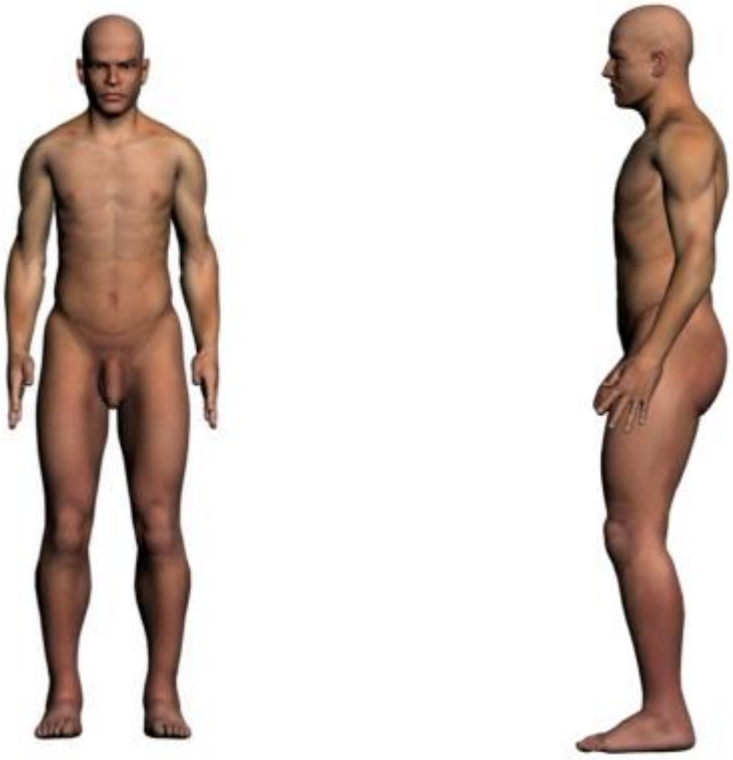
Fonte: o autor, 2023.

Para criar o instalador do PHAMA, os módulos foram compactados em um arquivo .ZIP utilizando o *software* WinRAR, por meio do caminho padrão do Windows Explorer. Em seguida, no ambiente do Blender, o instalador foi adicionado ao *software* por meio do seguinte caminho: "Editar → Preferences... → Complementos → Install...". o que abre o seletor de arquivos. Então o arquivo .ZIP foi selecionado e, ao clicar no botão "Instalar Add-on", o PHAMA foi devidamente instalado e ativado no ambiente do Blender.

3.2 Edições do MARTIN

O MARTIN, desenvolvido por ANDRADE (2018), é um fantoma antropomórfico composto por uma coleção de 104 objetos[1] de malhas poligonais, que descrevem seus órgãos e tecidos. É o fantoma padrão masculino adulto do GDN. Representa um homem adulto jovem, despido, em posição ortostática com os membros superiores estendidos ao lado do tronco como pode ser visto na Figura 28.

Figura 28 - Figura MARTIN.



Fonte: ANDRADE, 2018.

No MARTIN, alguns órgãos e tecidos não estão listados como objetos individuais ou não existem. Portanto, a metodologia empregada para as atualizações no MARTIN foi dividida em três etapas: segmentação por modelagem 3D (SPM3D), modelagem 3D e modelagem não destrutiva.

A SPM3D foi utilizada para órgãos e/ou tecidos que são representados matematicamente, mas estão associados a outros órgãos/tecidos. Isto é, um conjunto

[1] O termo "objeto" é usado para descrever uma entidade na cena que possui localização, escala e rotação. Ele é utilizado por cenas e coleções para representar diferentes tipos de dados, como malhas, curvas, superfícies, esferas, textos, armaduras de ossos, treliças, vazios, câmeras e lâmpadas (Blender, 2023).

de vértices é usado para representar mais de um órgão/tecido, agrupados em um único contêiner. Portanto, são listados no Blender como um objeto.

As técnicas de modelagem 3D (TM3D), amplamente referenciadas na literatura, foram empregadas para criar órgãos e tecidos inexistentes no fantoma, a partir de primitivas geométricas. Essas técnicas permitiram a construção de modelos tridimensionais realistas dos órgãos e tecidos pretendidos. Edições em órgãos e tecidos existentes no MARTIN também foram realizadas por TM3D.

Além disso, técnicas de modelagem não destrutiva[2] (TMND), nativas do Blender e outras incluídas no PHAMA, foram utilizadas para criar estruturas complexas, como os intestinos. Essa abordagem permite a criação de modelos com base em modificadores, o que facilita o ajuste e a personalização das estruturas.

O processo de atualização do MARTIN envolveu o uso tanto das ferramentas nativas do Blender quanto do PHAMA. A seguir, é descrito o emprego dessas ferramentas em cada etapa da metodologia.

3.2.1 Importação

Após a obtenção do arquivo contendo o MARTIN no formato *.obj, ele foi importado para o ambiente do Blender. Isso foi feito por meio da janela de informações, acessada pelo caminho "File → Import → Wavefront (.obj)" (Figura 29).

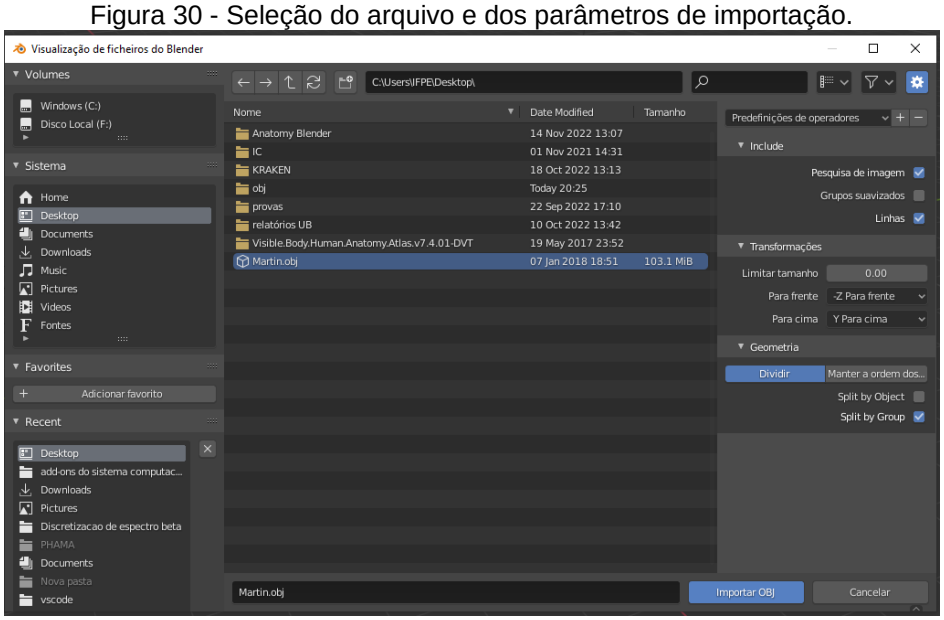
Figura 29 - importação do MARTIN.

Fonte: o autor, 2023.

[2] A modelagem não destrutiva é uma técnica que, geralmente, usa modificadores, para criar e modificar objetos, preservando as alterações feitas ao longo do processo. Ou seja, a geometria original é preservada e o usuário pode aplicar o modificador para manter as alterações ou eliminar o modificador e reaver o objeto original sem perda de informações (Blender, 2023).

A Figura 30 mostra a janela que foi aberta após o passo anterior. Nessa janela, a opção “Grupos suavizados” foi desmarcada e a opção “Split by Group” foi marcada. Isso foi feito porque desmarcar a primeira opção melhora a visualização da malha, evitando o sombreamento suavizado. A segunda opção permitiu a importação dos 104 objetos do MARTIN como objetos individuais. Esse passo é importante, pois cada objeto listado no Blender terá um identificador (id) na etapa de voxelização. Os demais parâmetros de importação não foram alterados.

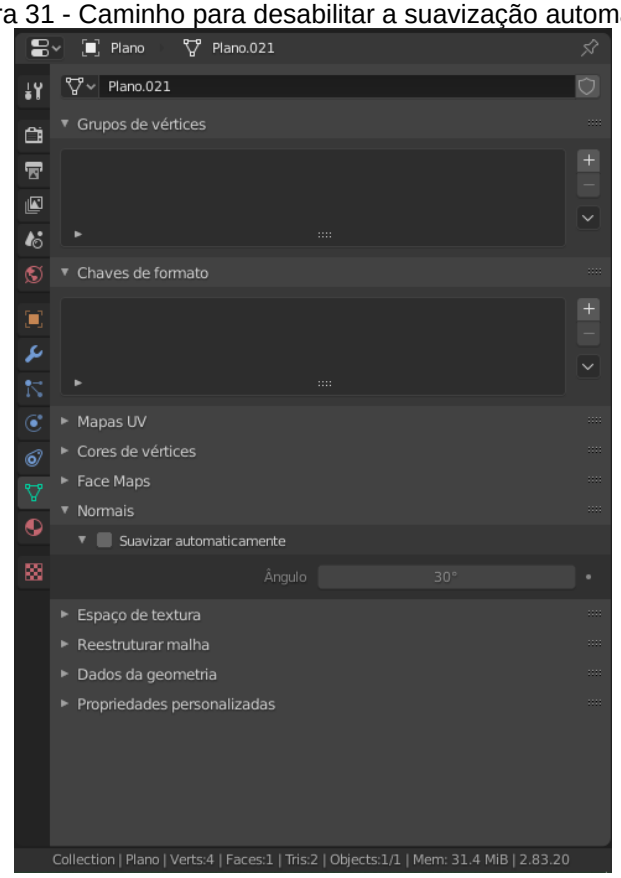
Figura 30 - Seleção do arquivo e dos parâmetros de importação.



Fonte: o autor, 2023.

Mesmo com a opção "Grupos suavizados" desabilitada, os objetos importados continuaram suavizados, gerando distorções indesejadas. A solução para esse problema foi dada pela desmarcação da caixa "Suavizar automaticamente" por meio da região propriedades, pelo caminho "Propriedades de dados do objeto → "Normais → Suavizar automaticamente", mostrado na Figura 31.

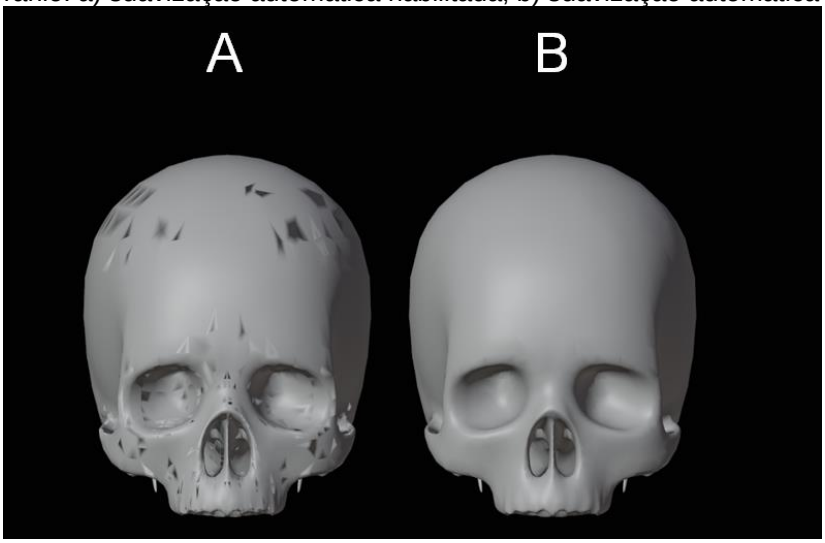
Figura 31 - Caminho para desabilitar a suavização automática.



Fonte: o autor, 2023.

O passo anterior foi realizado para os 104 objetos do MARTIN. A Figura 32a mostra a diferença para os grupos suavizados automaticamente, enquanto a Figura 32b mostra um exemplo dos grupos não suavizados.

Figura 32 - Crânio. a) suavização automática habilitada, b) suavização automática desabilitada.

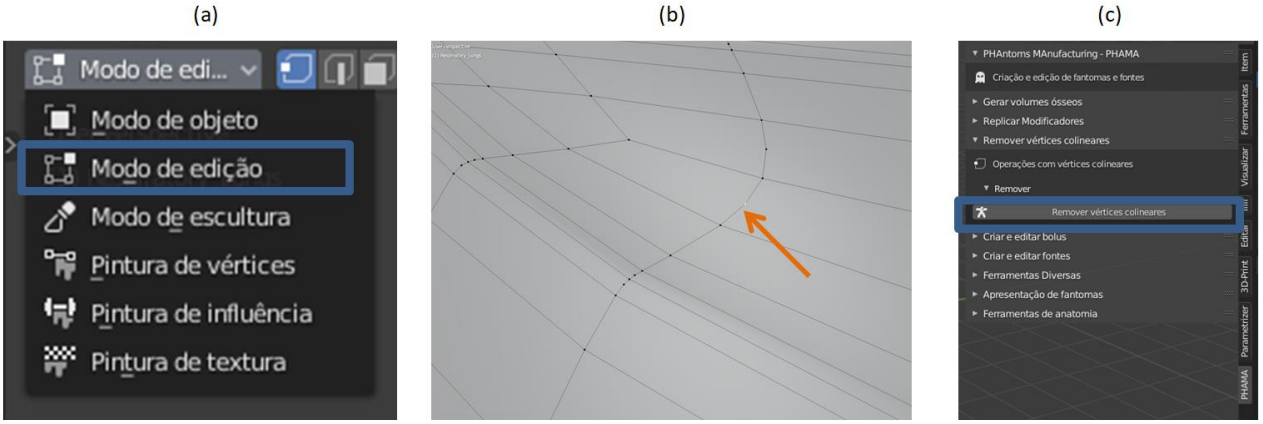


Fonte: o autor, 2023.

3.2.2 Preparações para as modificações no MARTIN

Em uma análise prévia dos objetos, foram identificados vértices colineares. Esses vértices não adicionam informações geométricas importantes e acabam por dificultar a edição do fantoma. Para eliminar esses vértices, foi implementado o algoritmo "Remover colineares" no PHAMA. Essa ferramenta está habilitada no modo de edição do Blender, onde é necessário selecionar um vértice colinear do objeto. Ao clicar no botão "Remover vértices colineares", todos os vértices com a mesma quantidade de arestas conectadas ao selecionado são selecionados e, em seguida, os vértices são dissolvidos. O caminho para acessar essa ferramenta é PHAMA → Operações com vértices colineares → Remover → Remover vértices colineares. A Figura 33 ilustra a metodologia citada.

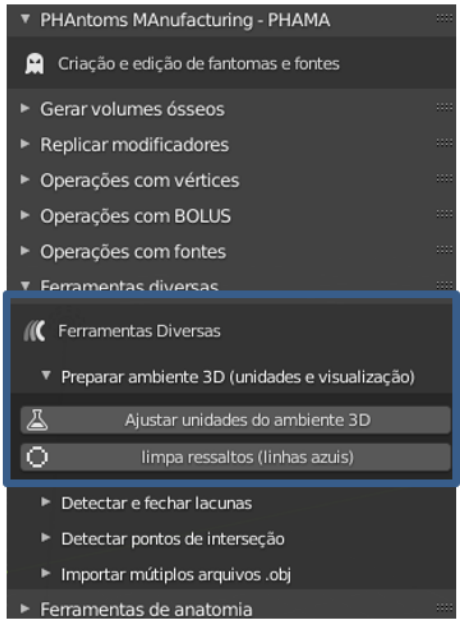
Figura 33 - Etapas para remoção de vértices colineares. (a) habilitação do modo de edição. (b) Seleção de um vértice colinear. (c) botão.



Fonte: o autor, 2023.

Outros processos de preparação para as modificações de anatomia foram realizados usando as ferramentas do PHAMA "Ajustar unidades do ambiente 3D" e "Limpar ressaltos (linhas azuis)". Essas ferramentas podem ser acessadas pelo caminho PHAMA → Ferramentas diversas → Preparar ambiente 3D (unidades e visualização), onde estão disponíveis os botões "Ajustar unidades do ambiente 3D" e "Limpar ressaltos (linhas azuis)", respectivamente. A Figura 34 ilustra o caminho descrito.

Figura 34 – Ferramentas de preparação da visualização e remoção de ressaltos.

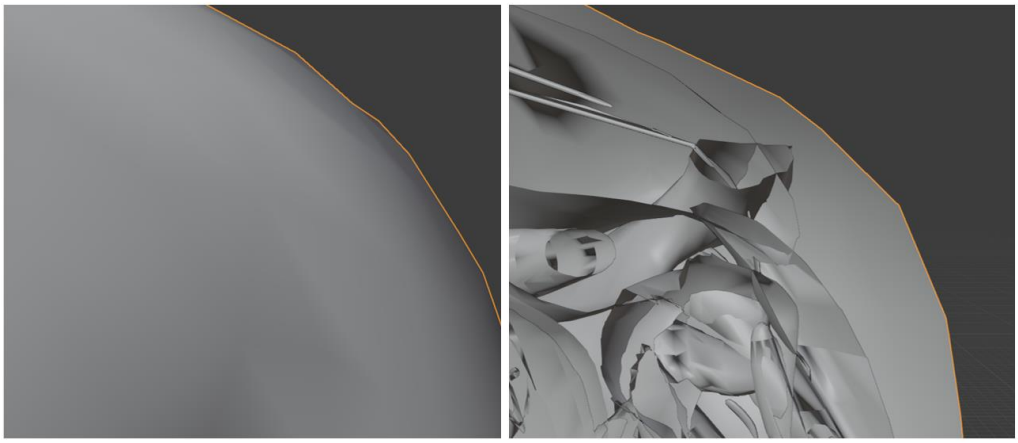


Fonte: o autor, 2023.

A ferramenta "Ajustar unidades do ambiente 3D" altera as unidades para o sistema métrico e configura os parâmetros de visualização da 3D view, proporcionando um ambiente adequado para as modificações a serem realizadas. A Figura 35a mostra uma aproximação da visualização na região do ombro do MARTIN. Com as configurações padrões de visualização, independentemente do nível de zoom a visualização fica restrita à superfície. Após as mudanças de visualização, no mesmo ponto de vista é possível visualizar as estruturas internas do MARTIN (Figura 35b).

Figura 35 – Comparação de imagens. a) antes dos ajustes de visualização, b) após os ajustes de visualização.

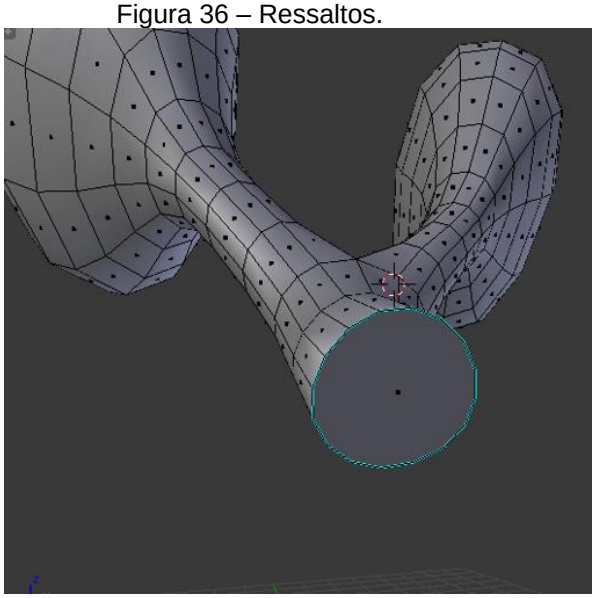
A B



Fonte: o autor, 2023.

A ferramenta "Limpa ressaltos (linhas azuis)" remove marcações de arestas agudas que são marcadas com linhas azuis. Como será mostrado adiante, esses ressaltos geram informações desnecessárias no arquivo .obj de exportação. A Figura 36 mostra o ressalto ativo na glândula bulbouretral.

Figura 36 – Ressaltos.

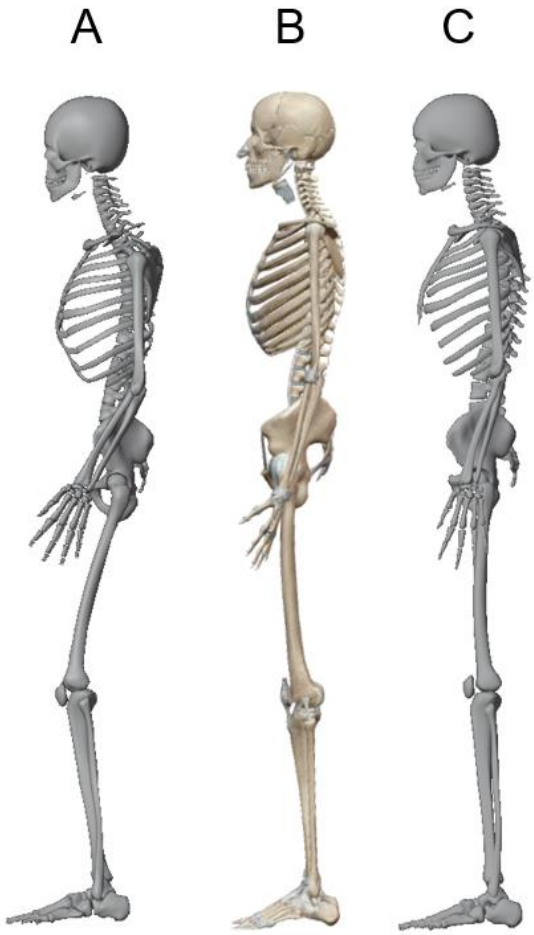


Fonte: o autor, 2023.

3.2.3 Sistema esquelético

Com o objetivo de adequar a postura do MARTIN às referências disponíveis, foram realizadas transformações no esqueleto. O esqueleto original do MARTIN estava em uma posição de marcha com os joelhos flexionados. Como o esqueleto é usado como marco topográfico para a localização dos órgãos e tecidos, foram aplicadas transformações básicas de translação, rotação e escalonamento no esqueleto. A Figura 37 (a, b e c) mostram uma comparação entre o esqueleto original do MARTIN (a), o esqueleto disponível no atlas 3D de anatomia (b) e o esqueleto modificado do MARTIN (c).

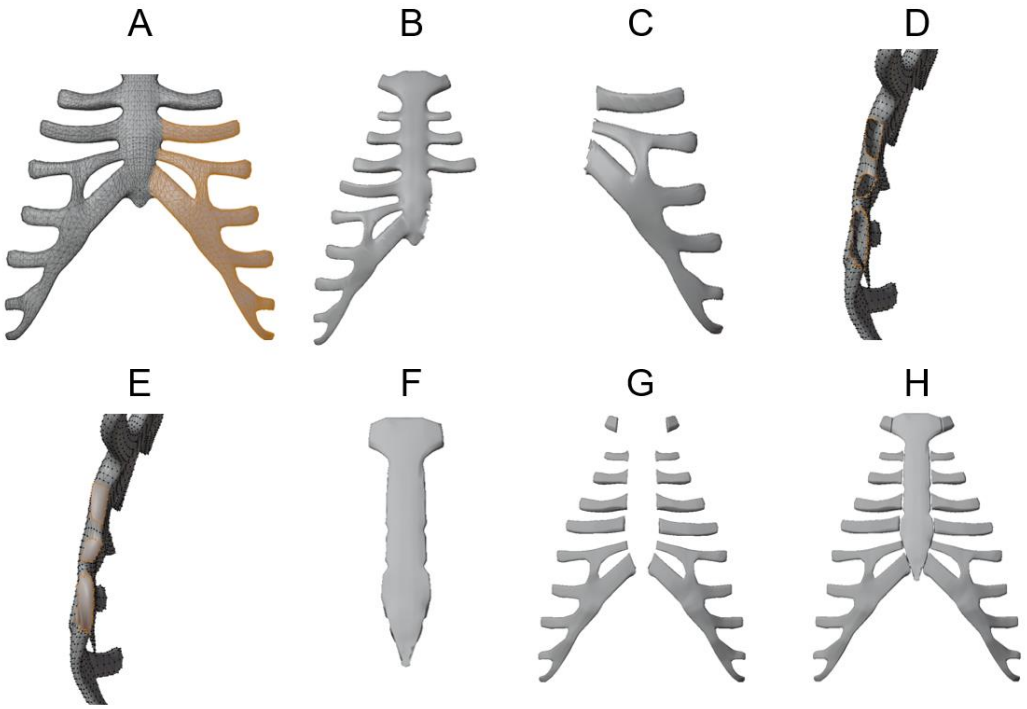
Figura 37 - Esqueletos. (a) Esqueleto do MARTIN, b) Esqueleto de referência, c) esqueleto do MARTIN após as modificações.



Fonte: o autor, 2023.

O MARTIN não possui em sua lista de objetos nenhuma cartilagem, pois as únicas cartilagens existentes eram as cartilagens costais e a cartilagem localizada na sínfise púbica, mas essas estavam ligadas ao osso esterno e à pelve, respectivamente, como um só objeto. Os vértices referentes aos objetos citados foram selecionados e separados por meio da função nativa do Blender “Separar → Seleção” que cria um objeto a partir dos vértices selecionados acrescido do sufixo .001. Esta metodologia, denominada SPM3D, é ilustrada na Figura 38 e foi replicada para outros órgãos e tecidos, como a cartilagem tireoidea, traqueia, epiglote e discos intervertebrais.

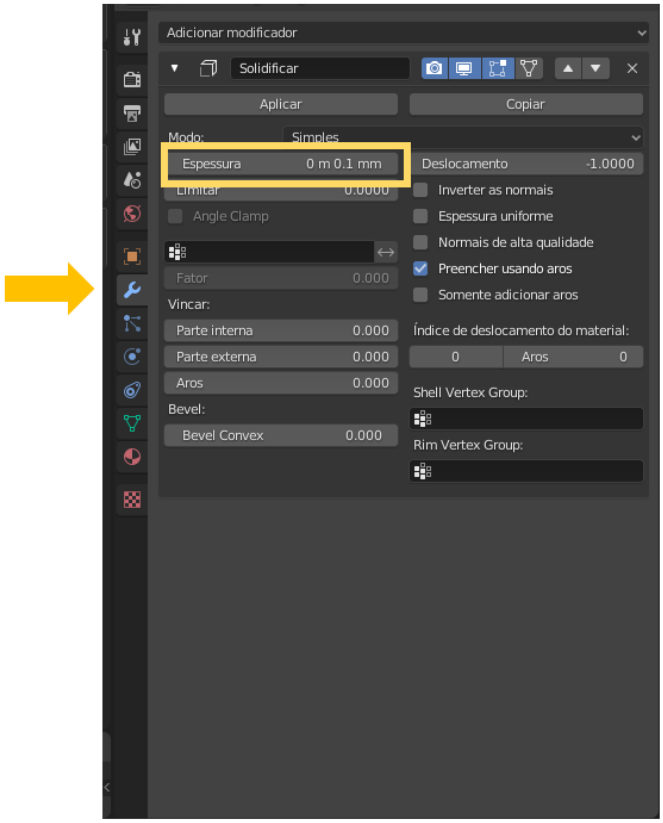
Figura 38 - Etapas da SPM3D do esterno e cartilagens costais. a) seleção dos vértices, b) separação dos vértices selecionados do esterno, c) separação dos vértices selecionados das cartilagens costais, d) lacunas no esterno após a separação, e) fechamento das lacunas no esterno, f) esterno após a separação e fechamento das lacunas, g) cartilagens costais após a separação e fechamento das lacunas, h) resultado mostrando a relação entre o esterno e as cartilagens costais.



Fonte: o autor, 2023.

Outras cartilagens foram criadas a partir dos próprios ossos por meio de manipulações na malha poligonal usando TM3D para criar cópias da malha e TMND, utilizando o modificador "Solidificar" para gerar espessura nos objetos, conforme demonstrado na Figura 39.

Figura 39 - Modificador “Solidificar”.



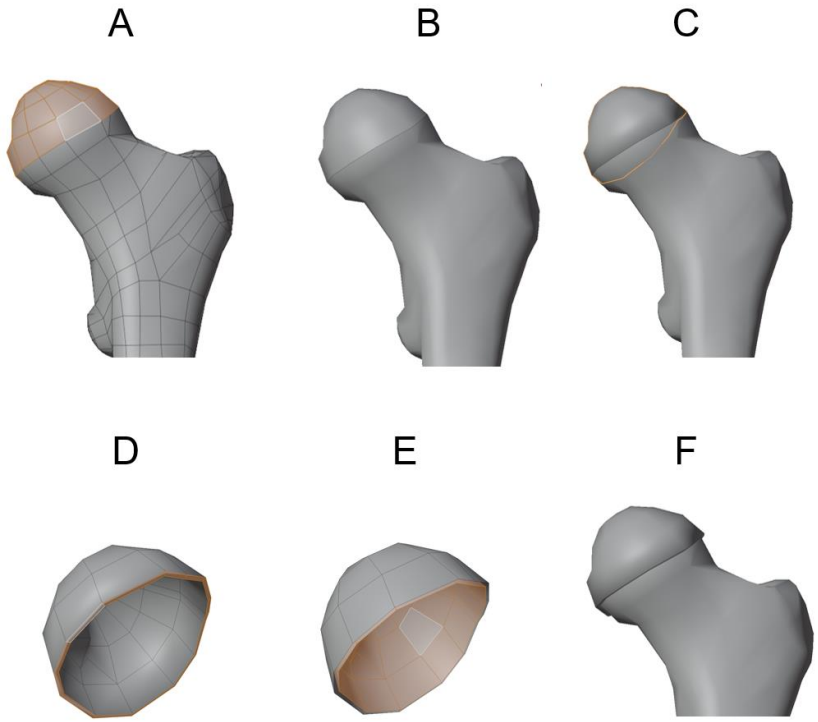
Fonte: o autor, 2023.

A criação das cartilagens da cabeça dos fêmures é ilustrada pela Figura 40 e demonstra o uso das técnicas supracitadas. Para tanto, o primeiro passo foi a seleção dos vértices com o formato da cartilagem, como mostrado na Figura 40a. O segundo e terceiro passos foram a duplicação desses vértices e a separação deles, respectivamente, gerando um novo objeto denominado fêmur_direito.001 (Figura 40b). O quarto passo foi inclusão e aplicação do modificador “Solidificar”, no objeto fêmur_direito.001, para gerar a espessura de -1,2mm (Figura 40c). O valor negativo indica que o volume foi adicionado à parte externa da cartilagem. O quinto passo consistiu na seleção e exclusão de um anel de faces na parte inferior do objeto. Este passo teve como objetivo separar a ligação entre os vértices da malha (Figura 40d) e (Figura 40e). O sexto passo consistiu na exclusão da parte interna separada no passo anterior. Por fim, no sétimo passo o modificador “Solidificar” foi adicionado à parte remanescente. Este último passou gerou a cartilagem do fêmur com -2,4mm de espessura (Figura 40f).

Em síntese, foi estabelecido um espaço de 1,2mm entre os ossos e as cartilagens, enquanto a espessura das cartilagens foi definida como 2,4mm. Essas

medidas foram selecionadas para evitar sobreposição de estruturas durante o processo de voxelização.

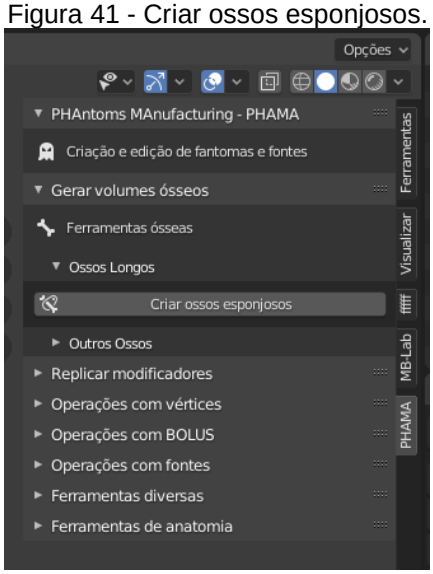
Figura 40 – Criação da cartilagem dos fêmures.



Fonte: o autor, 2023.

Após a criação das cartilagens no esqueleto, procedeu-se à geração dos volumes internos nos ossos longos. Essa etapa no desenvolvimento do MARTIN teve como objetivo criar uma região interna nos ossos longos equivalente ao osso esponjoso e a medula óssea amarela. Para isso, a ferramenta do PHAMA "Gerar volume em ossos longos" foi usada. Essa ferramenta pode ser acessada em "PHAMA → Gerar volumes ósseos → Criar ossos esponjosos", conforme demonstrado na Figura 41.

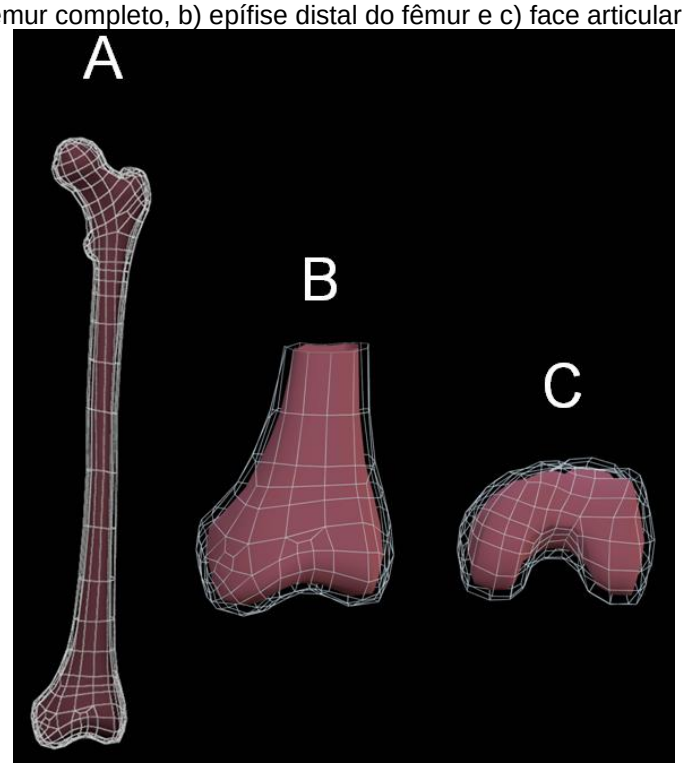
Figura 41 - Criar ossos esponjosos.



Fonte: o autor, 2023.

A metodologia supracitada foi aplicada em todos os ossos longos e resultou em uma lacuna entre osso cortical e o volume interno de 4,8mm. O valor dessa lacuna foi previamente definido no código do PHAMA para ossos longos. A Figura 42 ilustra a relação entre o osso cortical (representado em grade) e o volume interno gerado para o fêmur esquerdo.

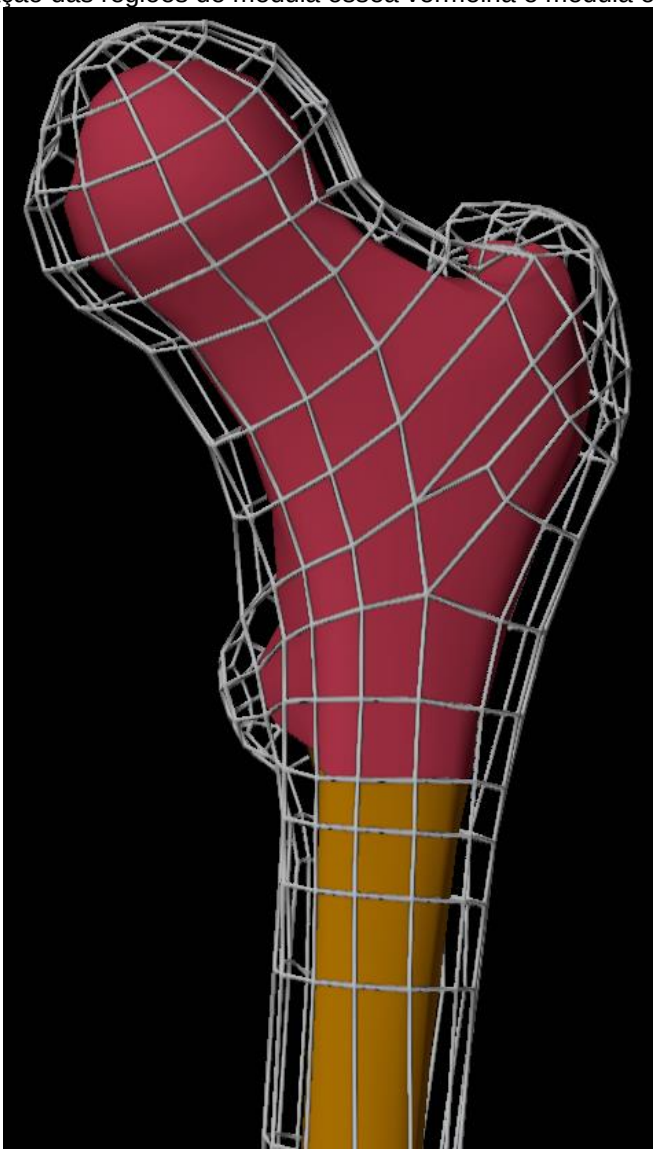
Figura 42 – Fêmur esquerdo (representação do osso cortical aramado e osso esponjoso em vermelho). a) fêmur completo, b) epífise distal do fêmur e c) face articular distal do fêmur.



Fonte: o autor, 2023.

Em indivíduos adultos, a medula óssea vermelha está concentrada nas epífises dos ossos longos. A medula óssea amarela está localizada na diáfise dos mesmos ossos. Portanto, o volume gerado passou pela SPM3D. A Figura 43 ilustra os resultados obtidos após a segmentação.

Figura 43 – Segmentação das regiões de medula óssea vermelha e medula óssea amarela.



Fonte: o autor, 2023.

Os demais ossos também receberam volumes internos que foram adicionados pelo PHAMA por meio do caminho “PHAMA → Gerar volumes ósseos → Criar ossos esponjosos (menor espessura)”. Esta ferramenta está configurada para gerar volumes internos de 2,4mm de distância entre o osso cortical e o osso esponjoso.

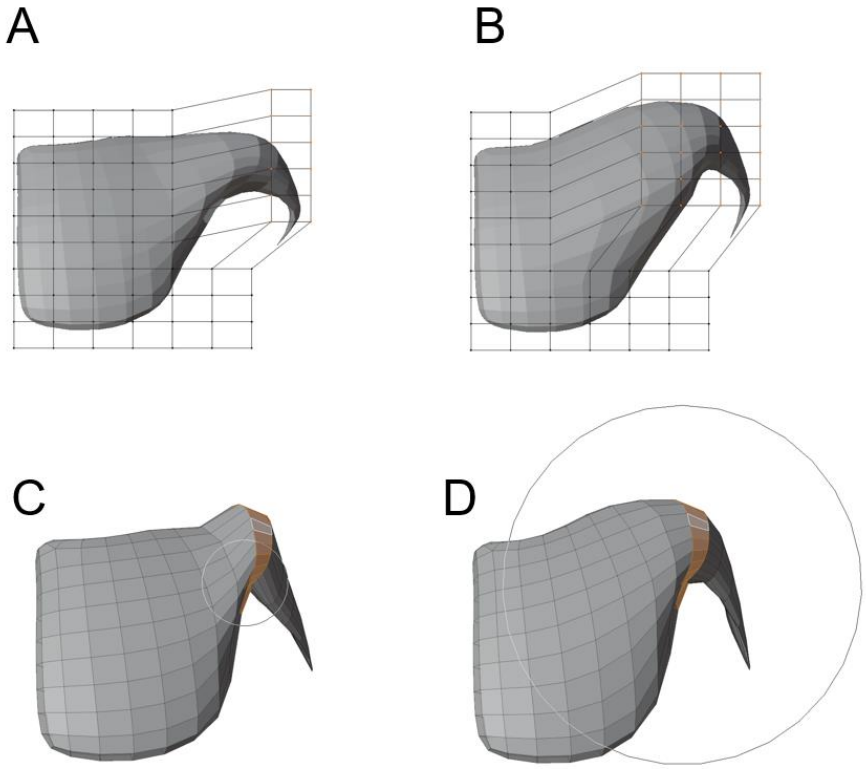
3.2.4 Sistema muscular

Devido às modificações nas posições relativas dos ossos, o sistema muscular passou por alterações consideráveis. Os músculos, que originalmente eram um único objeto, foram separados em 245 objetos para permitir o reposicionamento de acordo com a anatomia. No entanto, em algumas regiões, apenas o reposicionamento não foi suficiente, pois resultou em sobreposições com outros órgãos. Portanto, técnicas de modelagem 3D, a ferramenta de edição proporcional e o uso de modelagem não destrutiva, como o modificador lattice, foram empregadas para solucionar esses problemas.

O modificador lattice é uma ferramenta de modelagem não destrutiva que permite manipular uma região da malha de forma controlada. Ao selecionar pontos de controle, o usuário pode definir a área de efeito da ferramenta. Devido à sua capacidade de gerar contornos suaves, o modificador lattice foi amplamente utilizado nas edições dos músculos, proporcionando resultados mais naturais e realistas.

Oferecendo funcionalidades semelhantes, a edição proporcional foi usada como uma ferramenta complementar para as edições musculares. Assim como o modificador lattice, a edição proporcional também é capaz de gerar contornos suaves nos músculos. No entanto, ela permite ajustes mais precisos, pois o usuário seleciona os vértices, arestas ou faces que deseja alterar e o raio de ação da ferramenta é definido através do scroll do mouse. A Figura 44 ilustra as diferentes técnicas e ferramentas utilizadas na edição do músculo peitoral maior.

Figura 44 – Modificador lattice e a edição proporcional. a) área de influência do modificador, b) área de influência do modificador com maior número de pontos de controle selecionados, c) área de influência da edição proporcional d). área de influência da edição proporcional após ajustes do raio de influência

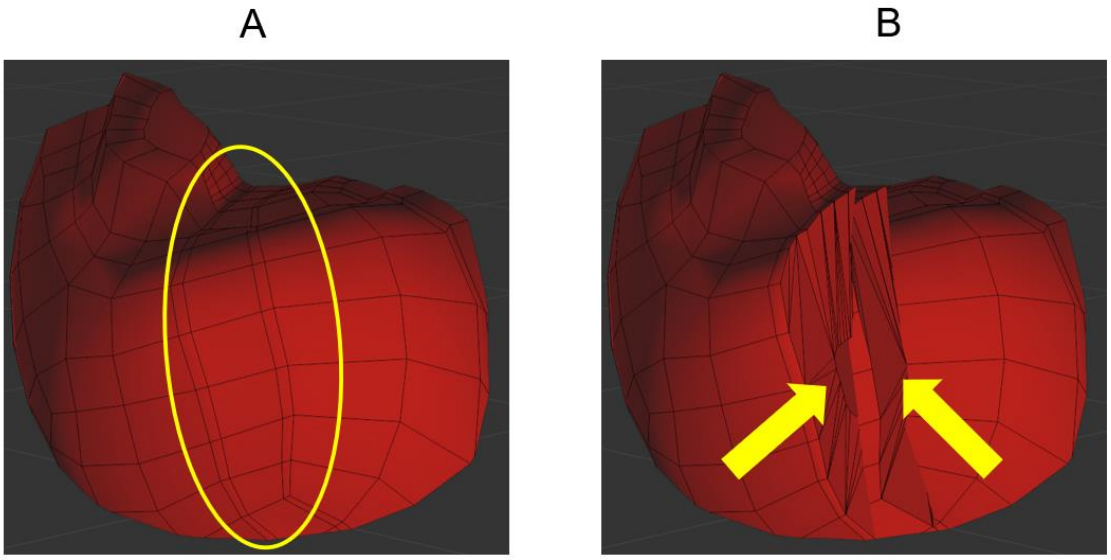


Fonte: o autor, 2023.

3.2.5 Tronco (cavidades torácica, abdominal e pélvica)

As modificações na cavidade abdominopélvica foram divididas em 4 fases. A primeira fase consistiu em editar os órgãos de forma individual, visando melhorar o realismo anatômico do fantoma. Por exemplo, o coração na versão original do MARTIN não possuía o septo interventricular, que foi adicionado na versão atualizada. Para realizar essa modificação, um anel de vértices foi selecionado, duplicado e interligado usando a ferramenta "interligar anéis de arestas". Essa metodologia foi semelhante a outras etapas mencionadas anteriormente. A Figura 45 apresenta uma comparação entre o coração original (a) e o coração modificado (b).

Figura 45 - Corte coronal do coração. a) coração original (sem septo interventricular), coração após as modificações (com septo interventricular)



Fonte: o autor, 2023.

3.2.6 Intestinos

Os intestinos delgado e grosso foram inteiramente recriados com as ferramentas de anatomia do PHAMA. Por meio dos caminhos “PHAMA → Criar intestino delgado → Criar parede → Criar curva → associar objetos → estender intestino e PHAMA → Criar intestino Grosso → Criar parede → Criar curva → associar objetos → estender intestino”.

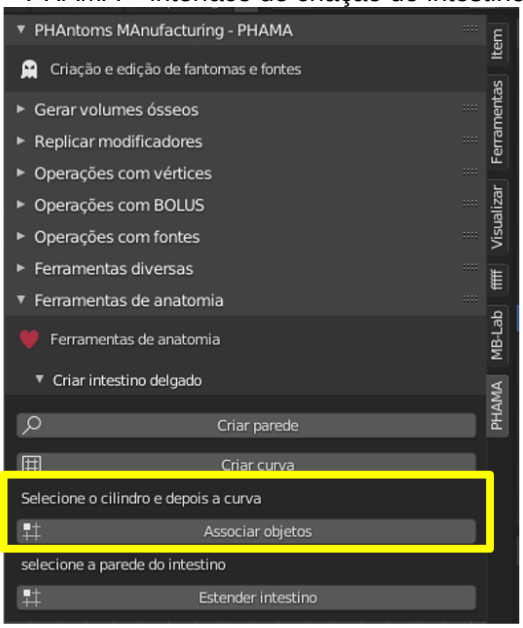
O botão "Criar parede" é usado para gerar cilindros sem as faces de topo e base. No caso do intestino delgado, o cilindro gerado não possui alterações de profundidade (Figura 47a). Porém, para criar o intestino grosso, a geometria de base é criada com subdivisões e uma redução na escala no anel de faces central (Figura 47a). A metodologia para criar ambos os intestinos é a mesma, e a descrição das ferramentas a seguir se aplica a ambos.

O botão "Criar curva" gera uma curva de caminho, que será usada como controle para a criação das paredes intestinais. Essa curva define o caminho ao longo do qual as paredes serão criadas, como mostrado na Figura 47b.

O botão "Associar objetos" é usado para vincular a curva de caminho à parede do intestino. A ordem de seleção dos objetos é importante e está descrita na interface do painel, conforme mostrado na Figura 46. Primeiro, o usuário deve selecionar o

cilindro (parede do intestino) e, em seguida, a curva. Ao clicar no botão, os objetos são associados.

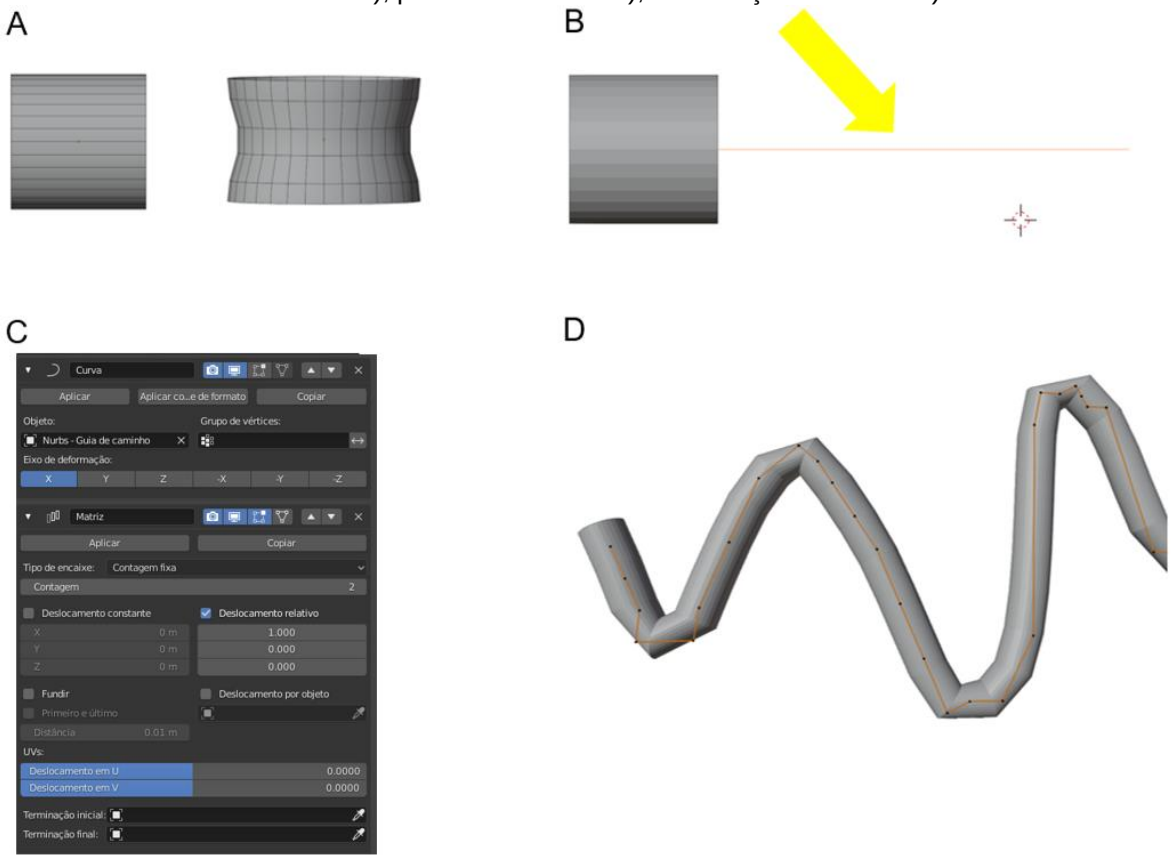
Figura 46 - PHAMA – interface de criação do intestino delgado



Fonte: o autor, 2023.

O botão "Estender intestino" também requer uma ordem de seleção para ser utilizado. De maneira semelhante ao botão "Associar objetos", este botão adiciona o modificador "Matriz" ao cilindro. Isso cria 100 cópias do cilindro ao longo da curva. A Figura 47c mostra as propriedades dos modificadores aplicados ao cilindro. Após o uso do PHAMA, é necessário ajustar a geometria e a curva no modo de edição. Para isso, o usuário deve selecionar a curva e ajustar os pontos de controle para obter o formato desejado, como mostrado na Figura 47d.

Figura 47 – PHAMA – 3d view da criação do intestino delgado. Objetos base a), associação da malha e da curva b), painel de controle c), deformação da malha d).

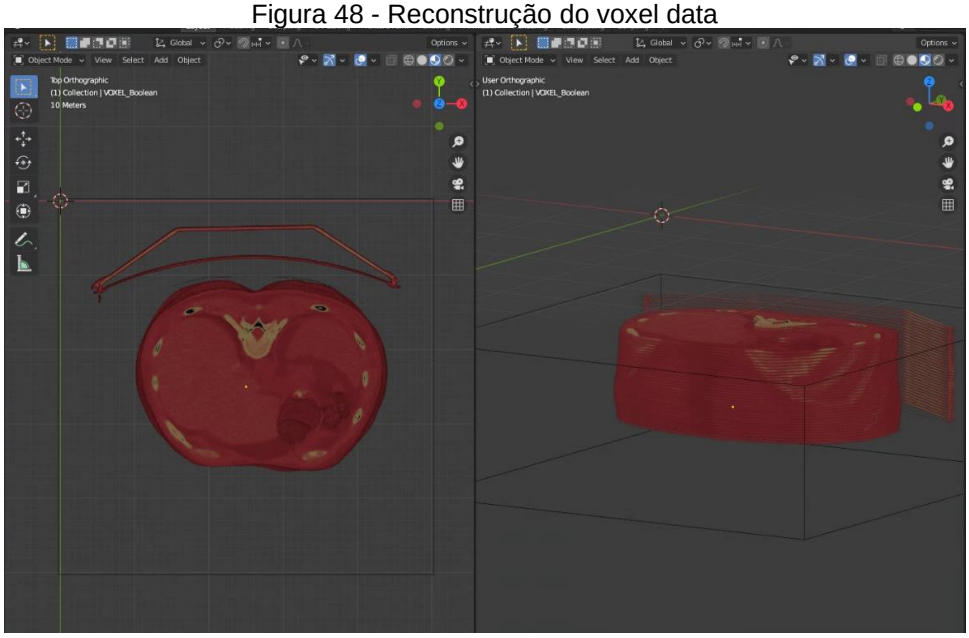


Fonte: o autor, 2023.

3.2.7 Fígado

Tendo em vista o objetivo do trabalho, o fígado foi submetido a uma metodologia diferente das demais vísceras, visando adicionar maior realismo ao órgão. Para realizar as modificações no fígado, foi utilizado o OrtogOnBlender, um add-on do Blender 3D multiplataforma e desenvolvido para o planejamento de cirurgias ortognáticas. Esse add-on inclui diversas ferramentas para processamento de imagens digitais e modelagem 3D. A reconstrução de uma tomografia computadorizada em formato .DICOM, das regiões do tórax, abdome e pelve de um paciente do sexo masculino foi feita a partir do caminho “OrtogOnBlender → Ct-Scan Recostruction → Organize → Import DICOM Slices”. A imagem foi reconstruída em formato de voxel data, como ilustrado na Figura 48, e usada como referência para as modificações no fígado.

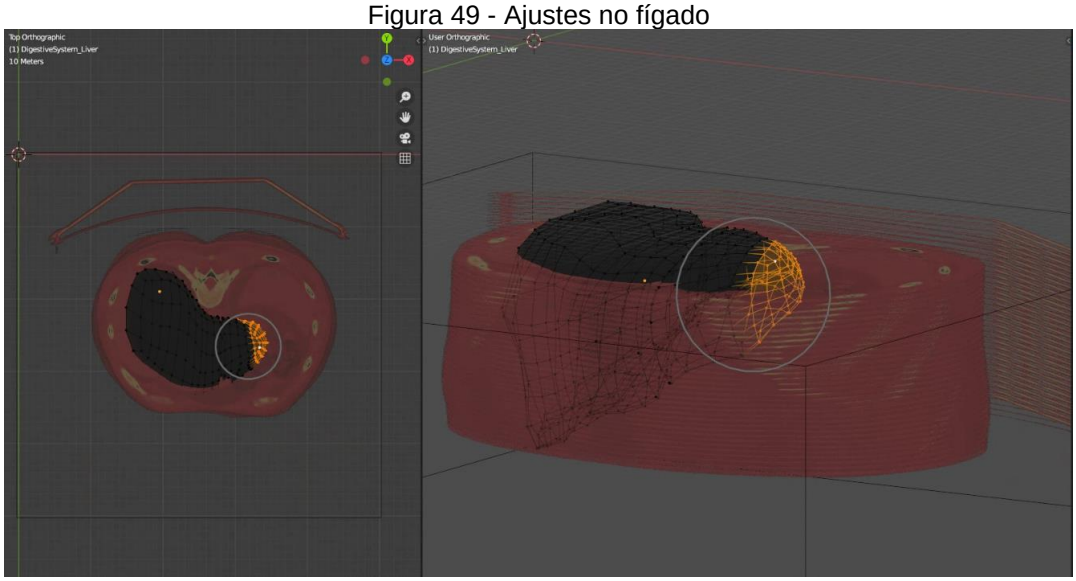
Figura 48 - Reconstrução do voxel data



Fonte: o autor, 2023.

A reconstrução 3D é gerada por meio do empilhamento de múltiplas fatias de imagem, permitindo criar uma representação tridimensional dos órgãos. Embora essa reconstrução seja intangível, ela proporciona a ilusão de volume. A interface da ferramenta oferece filtros que podem ser utilizados para destacar órgãos e tecidos específicos na reconstrução. Para as modificações, foram aplicadas técnicas como modelagem 3D, edição proporcional e o modificador lattice. A Figura 49 ilustra o uso da edição proporcional para realizar ajustes no fígado, utilizando o voxel data como base para referência visual durante o processo de modelagem.

Figura 49 - Ajustes no fígado

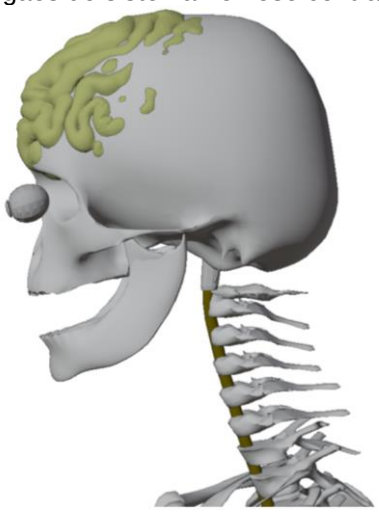


Fonte: o autor, 2023.

3.2.8 Realocação das vísceras

Após as edições individuais realizadas nos órgãos e tecidos mencionados anteriormente, o posicionamento de cada um deles foi revisado. Para o reposicionamento baseado na anatomia descritiva, utilizando pontos topográficos como referência, o atlas 3D de anatomia foi utilizado como guia visual nessa etapa. A Figura 50 ilustra a relação entre o cérebro, os olhos e a medula espinhal com o novo esqueleto, destacando os erros na disposição anatômica alcançada após as atualizações realizadas no esqueleto.

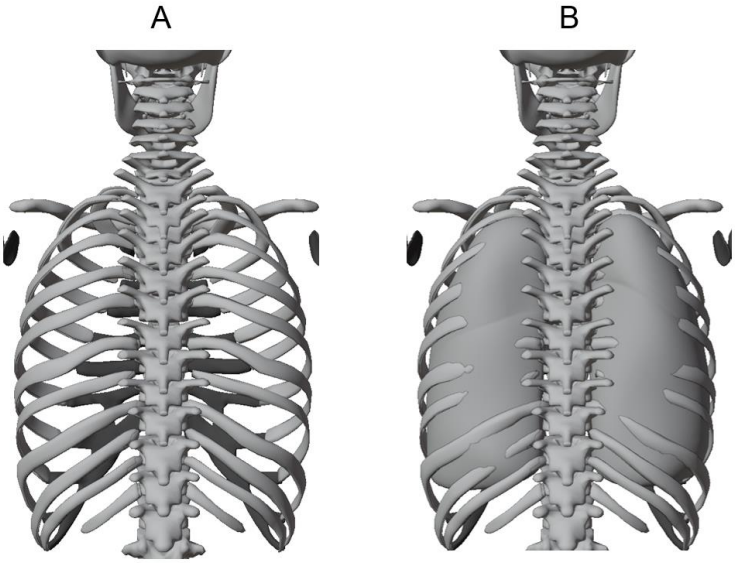
Figura 50 - Correlação entre órgãos do sistema nervoso central e sensorial com o esqueleto.



Fonte: o autor, 2023.

Os ajustes foram realizados seguindo uma ordem específica para evitar descaracterizar os órgãos e tecidos. Inicialmente, foram aplicadas as transformações básicas (translação, rotação e escala), seguidas pelo uso do modificador lattice e, por fim, a edição proporcional. No caso dos órgãos e tecidos do tronco, que competem por espaço, foram necessárias numerosas edições utilizando técnicas de modelagem 3D. Ao ajustar a morfologia e/ou localização de um órgão específico, as estruturas adjacentes frequentemente precisaram ser ajustadas devido à sua proximidade e relação com o órgão editado. Um exemplo disso pode ser observado na Figura 51, onde os pulmões estão sobrepostos às costelas e passaram por edições. Além da sobreposição, também foram realizados ajustes anatômicos nos ápices pulmonares, que estavam deslocados na direção caudal.

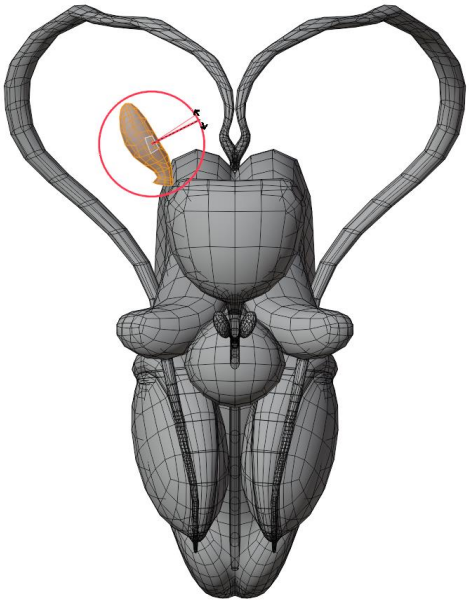
Figura 51 - Esqueleto modificado e pulmões. a) esqueleto, b) esqueleto e pulmões.



Fonte: o autor, 2023.

Além de reposicionar corretamente os órgãos do tronco, também foram feitos ajustes nas proporções entre os órgãos e tecidos. Um exemplo disso é o sistema reprodutor, conforme ilustrado na Figura 52. Nesse caso, foram realizadas readequações na localização das glândulas seminais e nas dimensões das glândulas bulbouretrais para garantir uma representação mais precisa e proporcional do sistema reprodutor.

Figura 52 - Rotação da glândula seminal.

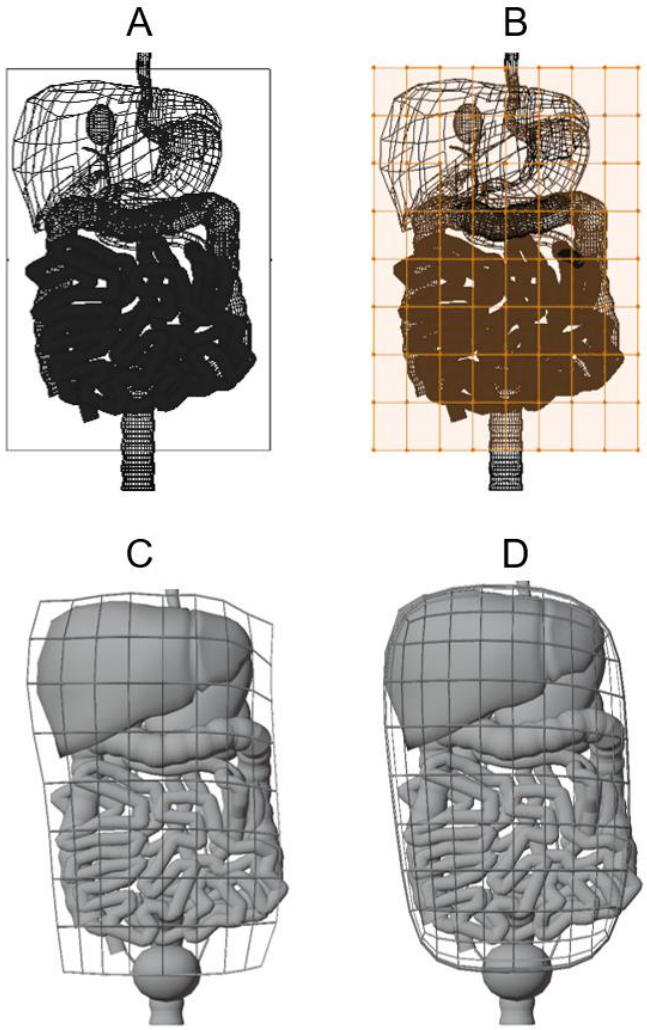


Fonte: o autor, 2023.

3.2.9 Criação do peritônio e ajustes na pele

O peritônio, estrutura inexistente na versão original do MARTIN, foi a última estrutura adicionada. Para tanto, um cubo foi criado, transladado e reescalonado. A face inferior foi excluída (Figura 53a) e o cubo foi subdivido (Figura 53b). O modificador lattice foi adicionado ao objeto e os ajustes de formato foram iniciados (Figura 53c). Após essas edições, o modificador foi aplicado e um fator de relaxamento da malha foi aplicado com fator = 10. Essa etapa teve por objetivo suavizar as bordas para dar o formato geral pretendido à geometria, mas ainda não finalizado (Figura 53d).

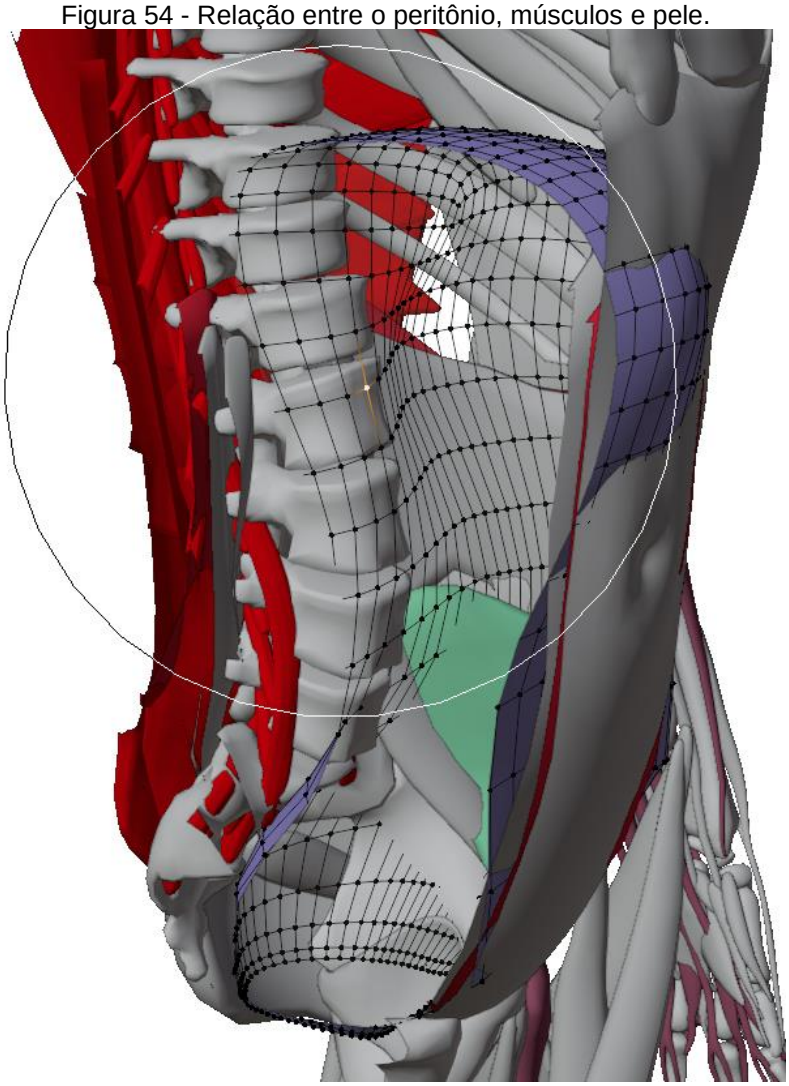
Figura 53 - Criação do peritônio. Posicionamento do cubo a), subdivisão do cubo b), formato da geometria após o uso do modificador lattice pela primeira vez c), resultado do primeiro relaxamento aplicado d).



Fonte: o autor, 2023.

As edições prosseguiram utilizando a ferramenta de edição proporcional para ajustes na morfologia dos órgãos e correções nas sobreposições com os intestinos. Após essa etapa, a malha foi relaxada com um fator = 10 para obter uma aparência mais suave. Em seguida, foram analisados os pontos de interseção entre o peritônio e outros órgãos, e pequenos ajustes foram feitos usando a ferramenta de edição proporcional. Ao final desses ajustes, foi aplicado um fator de relaxamento = 2, o que resultou em um leve arredondamento dos últimos pontos editados, sem afetar significativamente o restante da malha. Por fim, foi realizada uma análise das sobreposições entre os ossos e os músculos em relação ao peritônio. Com base nessa análise, foram feitas correções na morfologia do peritônio usando a ferramenta de edição proporcional. A Figura 54 ilustra essa análise e a correção da morfologia do peritônio por meio dessa ferramenta.

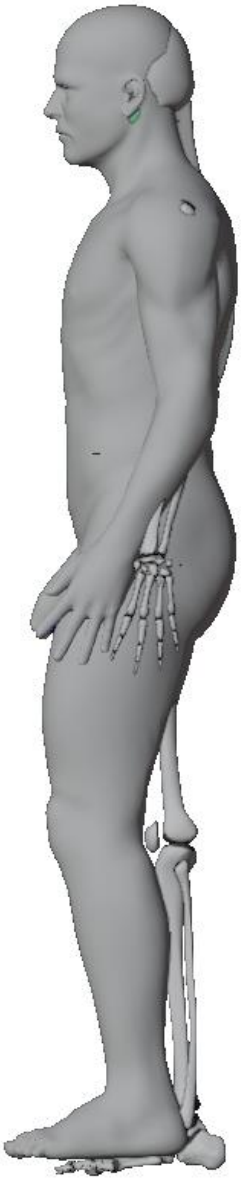
Figura 54 - Relação entre o peritônio, músculos e pele.



Fonte: o autor, 2023.

A pele original do fantoma MARTIN foi preservada, mas foram necessárias alterações para adequá-la aos demais objetos. Como ilustrado na Figura 55, a pele estava deslocada em relação aos demais órgãos e tecidos devido às modificações no esqueleto. Essas alterações foram realizadas para garantir uma melhor integração entre a pele e as estruturas anatômicas da versão atualizada do MARTIN.

Figura 55 - Relação entre o esqueleto e a pele.

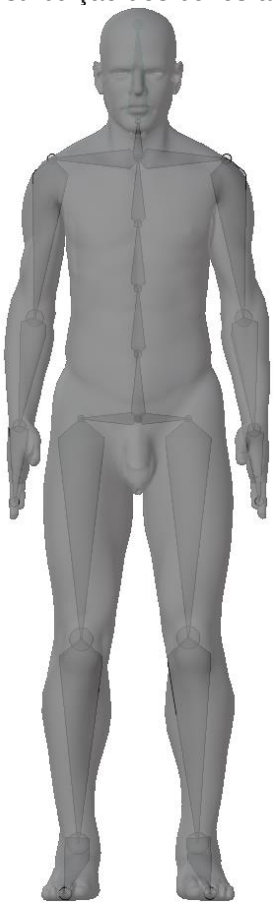


Fonte: o autor, 2023.

No modo de objeto do Blender, foi criada uma armação com 22 *bones*, por meio do menu "Adicionar → Armação". Esse processo, conhecido como *rigging*, envolve a criação de estruturas de controle para as malhas poligonais (*bones*). Assim como

outros objetos no Blender, esses *bones* possuem um ponto de origem, posição, rotação e fator de escala, que foram ajustados de acordo com os pontos de articulação para controlar os movimentos, conforme ilustrado na Figura 56. Esses *bones* permitem a animação e manipulação dos objetos 3D de forma mais intuitiva.

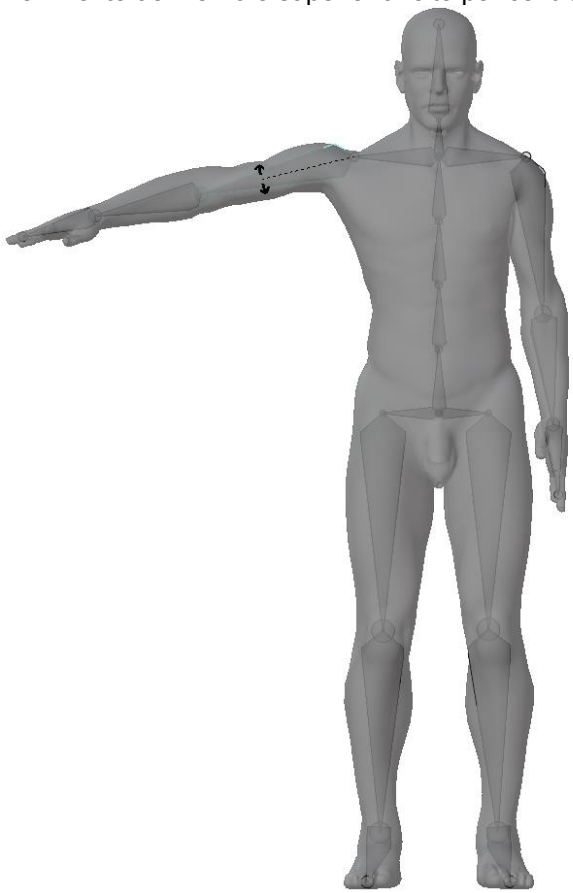
Figura 56 – Distribuição dos *bones* após o *rigging*.



Fonte: o autor, 2023.

Para associar a pele aos *bones*, foi realizado o processo de *skinning*. Esse processo consiste em associar a estrutura de controle (armação) e a malha poligonal (pele). Dessa forma, ao mover os *bones*, a malha é deformada de acordo com a sua influência, como mostrado na Figura 57. O *skinning* permite que a pele acompanhe os movimentos dos *bones* da armação, resultando em animações mais realistas e orgânicas.

Figura 57 - Movimento do membro superior direito por controle dos *bones*, após o *skinning*.



Fonte: o autor, 2023.

3.3 Exportação e voxelização do MARTIN

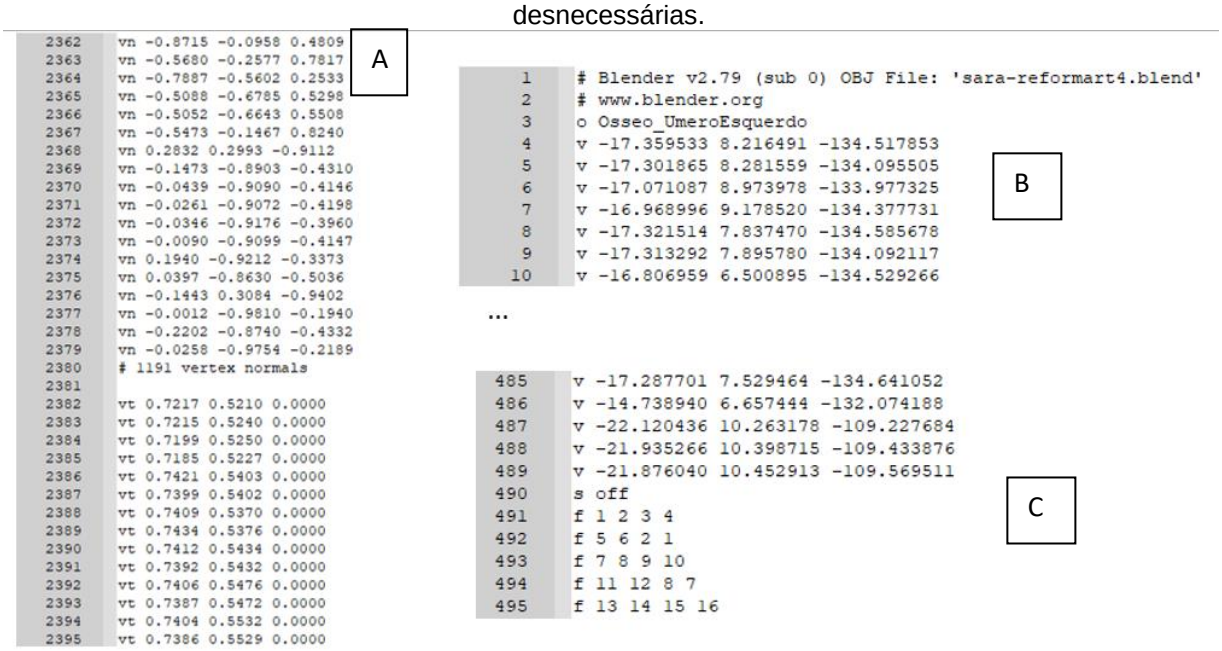
Após a conclusão das modificações anatômicas, o MARTIN foi exportado em formato .obj. Este formato é lido no DIP para a criação da versão voxelizada do MARTIN. A seguir, são mostrados os passos para a exportação e voxelização do simulador antropomórfico.

3.3.1 Exportação

A exportação, do arquivo contendo o MARTIN, em formato .obj, tem como objetivo salvar o modelo em um formato não nativo do Blender, que possa ser facilmente compartilhado e utilizado em diferentes *softwares* de modelagem 3D e processamento de imagens, incluindo o DIP. A escolha do formato .obj como padrão de exportação para a voxelização no DIP se deve ao fato do *software* ser amplamente compatível com o formato e possuir funções específicas para a leitura e

processamento do .obj. Além disso, o formato .obj é um formato de arquivo de texto simples, o que facilita a manipulação e o processamento dos dados. Embora o formato .obj contenha várias informações adicionais, como normais, texturas e outros atributos (Figura 58a), muitas dessas informações não são necessárias para a voxelização e não são incluídas na exportação (Figura 58b).

Figura 58 – Informações contidas em um arquivo .obj. a) Informações de normais e texturas, b) cabeçalho, informações sobre vértices, separadores e faces, c) ausência de informações desnecessárias.

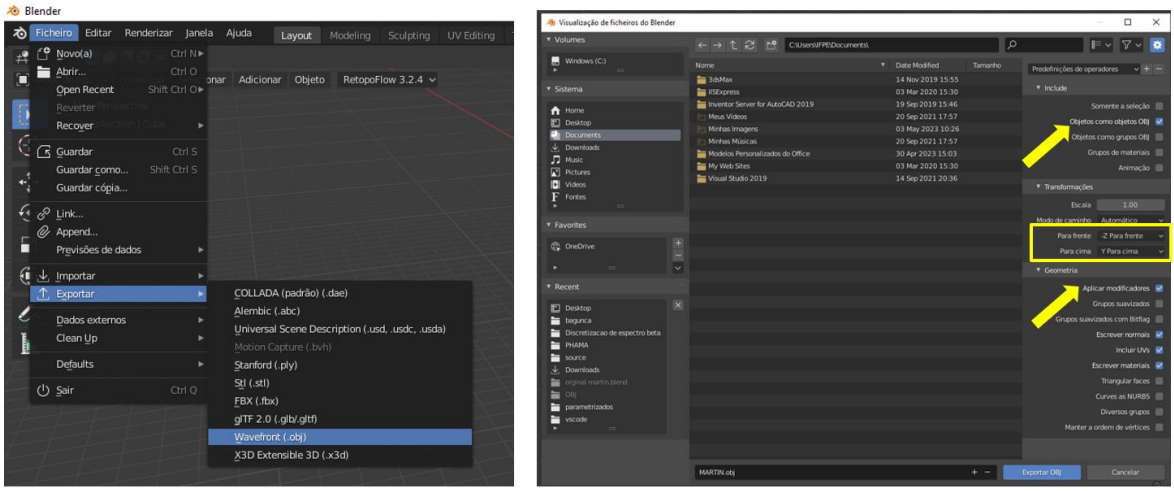


Fonte: o autor, 2023.

O caminho Ficheiro → Exportar → Wavefront (.obj) foi utilizado como primeiro passo para a exportação (Figura 59a). Este caminho gera a abertura da tela mostrada na Figura 59b. Nesta tela, as configurações de exportação são realizadas. Nela é possível a remoção de informações indesejadas no arquivo a ser escrito. Por padrão para a leitura no DIP apenas as opções destacadas na Figura 59b devem ser marcadas. Ainda, os eixos de exportação foram ajustados para compatibilidade com o sistema de coordenadas do EGSnrc. Pois os eixos Y e Z não são consistentes com o modelo visto no Blender. Em vez disso, o eixo + Y (verde) do Blender é mapeado como eixo -Z no arquivo .obj e o eixo + Z (azul) do Blender é mapeado como eixo + Y no arquivo .obj. O eixo X (vermelho) é o único eixo que mapeia corretamente. Portanto, os eixos de exportação foram definidos como -Z para frente e Y para cima.

Figura 59 – Exportação no Blender. a) caminho para exportação, b) configurações de exportação.

A B



Fonte: o autor, 2023.

Para a voxelização do MARTIN pelo DIP são necessários o cabeçalho do arquivo .obj e o conjunto de dados de vértices e arestas, identificados respectivamente pelas letras “v” e “f”. Portanto, a correta configuração de exportação para a voxelização do DIP requer a seleção da opção “objetos como obj” no campo include e ajustes nos eixos de exportação, no campo transformações, para corresponder ao sistema de coordenadas do código MC.

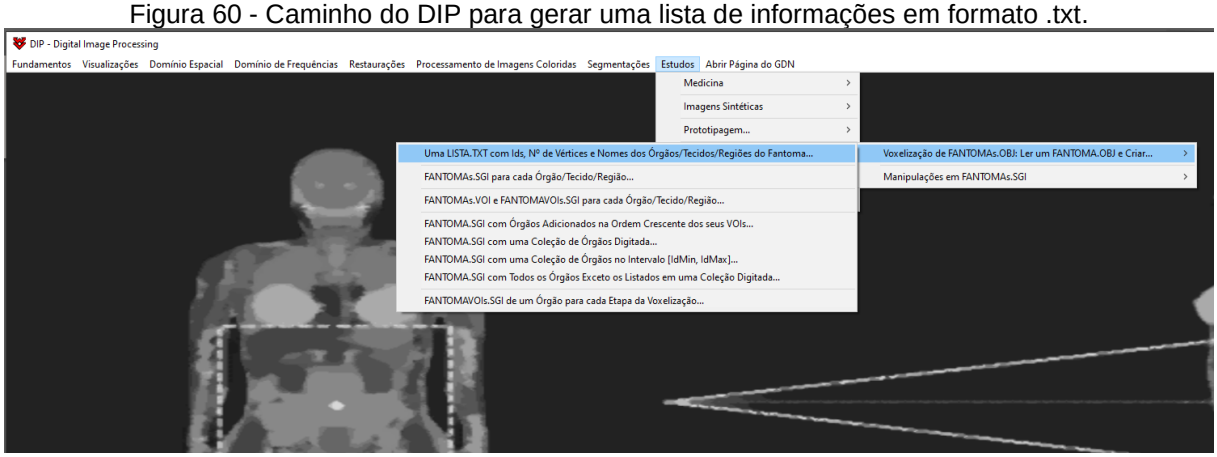
3.3.2 Voxelização

As ferramentas de voxelização de .obj no DIP permitem a conversão de arquivos com base em três informações fundamentais mostradas na Figura 58b. “Nome do órgão”: o nome do órgão é indicado no início dos dados do arquivo, “Vértices”: os vértices são representados em uma lista contínua de linhas que começam com a letra "v" e contêm três números reais (x, y, z), separados por espaços em branco e “Faces”: as faces são representadas em uma lista contínua de linhas que começam com a letra "f" e contêm três números inteiros (triangulares), separados por espaços em branco ou quatro ou mais no caso de quadriláteros e *n-gons*, respectivamente.

Todas as outras linhas presentes no arquivo são ignoradas, exceto o sinalizador de fim de arquivo. Essas informações são essenciais para o processo de conversão e voxelização do modelo no DIP.

O objetivo da voxelização é converter os dados contidos no arquivo .obj em elementos volumétricos chamados voxels. No processo de voxelização no DIP, utilizou-se como arquivo de entrada o MARTIN.obj, exportado previamente no Blender conforme mencionado no tópico 3.3.1. O caminho específico para realizar a voxelização no DIP é ilustrado na Figura 60.

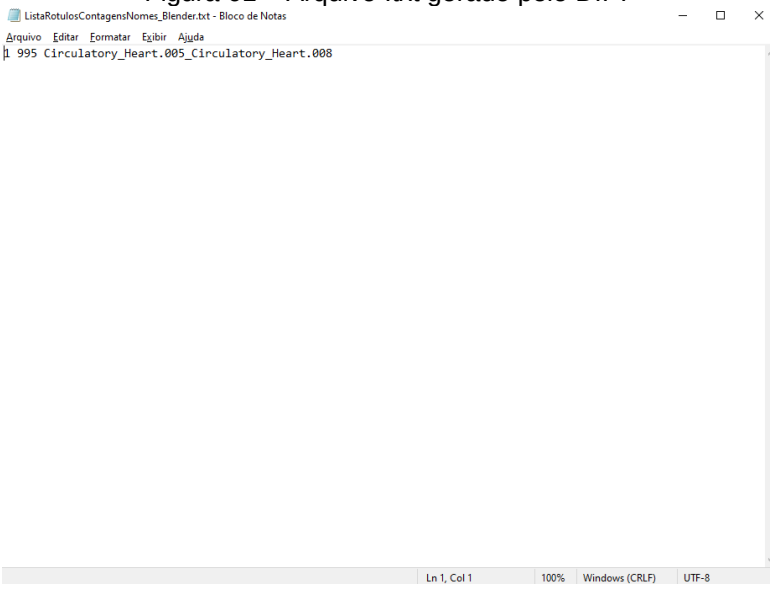
Figura 60 - Caminho do DIP para gerar uma lista de informações em formato .txt.



Fonte: o autor, 2023.

Esta ferramenta do DIP foi utilizada para realizar a leitura dos dados contidos no arquivo .obj e gerar um arquivo de saída em formato .txt. A partir das informações extraídas é atribuído o identificador do objeto, a quantidade de vértices e o nome do objeto, como ilustrado na Figura 61.

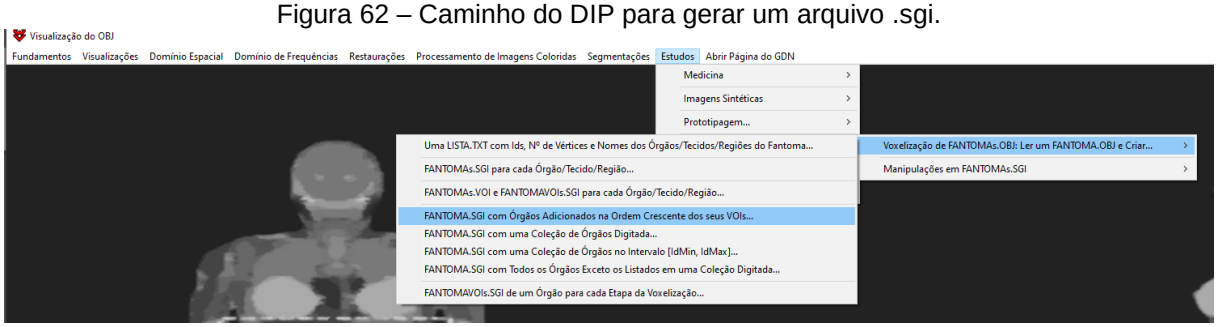
Figura 61 – Arquivo .txt gerado pelo DIP.



Fonte: o autor, 2023.

O arquivo .obj e o arquivo .txt gerados anteriormente são utilizados pelo DIP para realizar o processo de voxelização do fantoma. O caminho para realizar esse processo é ilustrado na Figura 62. O DIP utiliza as informações contidas no arquivo .obj e .txt para gerar o fantoma voxelizado, que é salvo em formato .sgi, no diretório especificado pelo usuário. Esse arquivo .sgi contém os dados volumétricos do fantoma, representados por voxels.

Figura 62 – Caminho do DIP para gerar um arquivo .sgi.



Fonte: o autor, 2023.

3.4 Criação da fonte beta

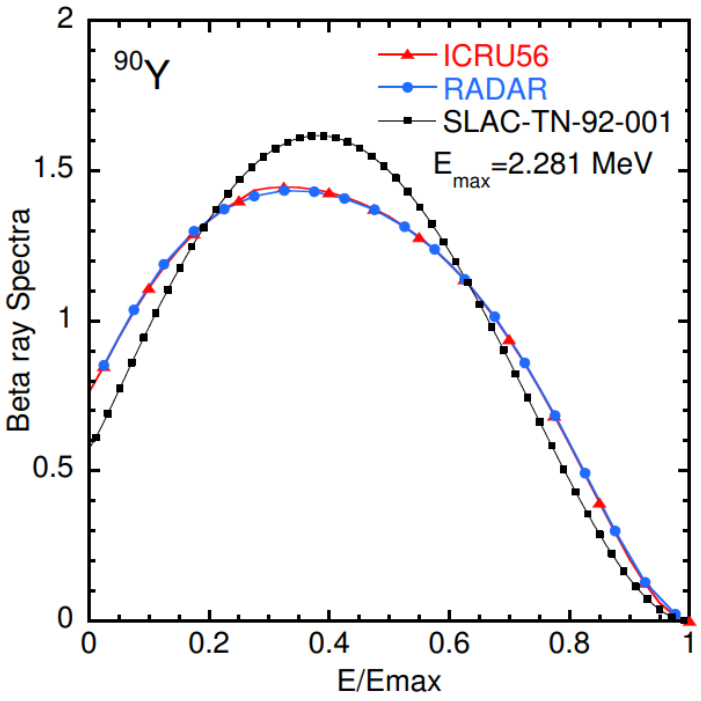
A caracterização energética de fontes emissores β foi implementada no PHAMA, utilizando técnicas de modelagem 3D e modelagem não destrutiva para obter informações a partir dos gráficos de emissão. As informações obtidas pelo PHAMA são utilizadas pelo DIP para gerar funções de densidade acumulada, bem como funções de densidade e probabilidade. O DIP também gera arquivos de entrada compatíveis com o EGSnrc para a caracterização da fonte no código MC. A seguir, são apresentados os passos, em cada *software*, para a caracterização do decaimento β^- do Y-90.

3.4.1 Caracterização da fonte de Y-90

Como primeiro passo para a criação da fonte de Y-90, a imagem salva como SPC-BP-Y90 (abreviação para espectro – beta puro – Ytrium-90) (Figura 63) foi obtida a partir do relatório 2016-2 da Organização de Pesquisa de Aceleradores de Alta Energia (High Energy Accelerator Research Organization - KEK) (KIRIHARA; HIRAYAMA; NAMITO, 2016). Nesta imagem são comparados os espectros de decaimento do Y-90 obtidos do relatório 56 da Comissão Internacional de Unidades e

Medidas de Radiação (International Committee for Radiological Units - ICRU), com os espectros disponibilizados pelo Recurso de avaliação de dose de radiação (RAdiation Dose Assessment Resource - RADAR) obtidos do Centro Nacional de Dados Nucleares (National Nuclear Data Center - NNDC) do Laboratório Nacional de Brookhaven (Brookhaven National Laboratory - BNL) e com espectros gerados a partir da distribuição de Fermi, metodologia apresentada pela nota técnica 92 do Centro de Aceleração Linear de Stanford (National Accelerator Laboratory - SLAC).

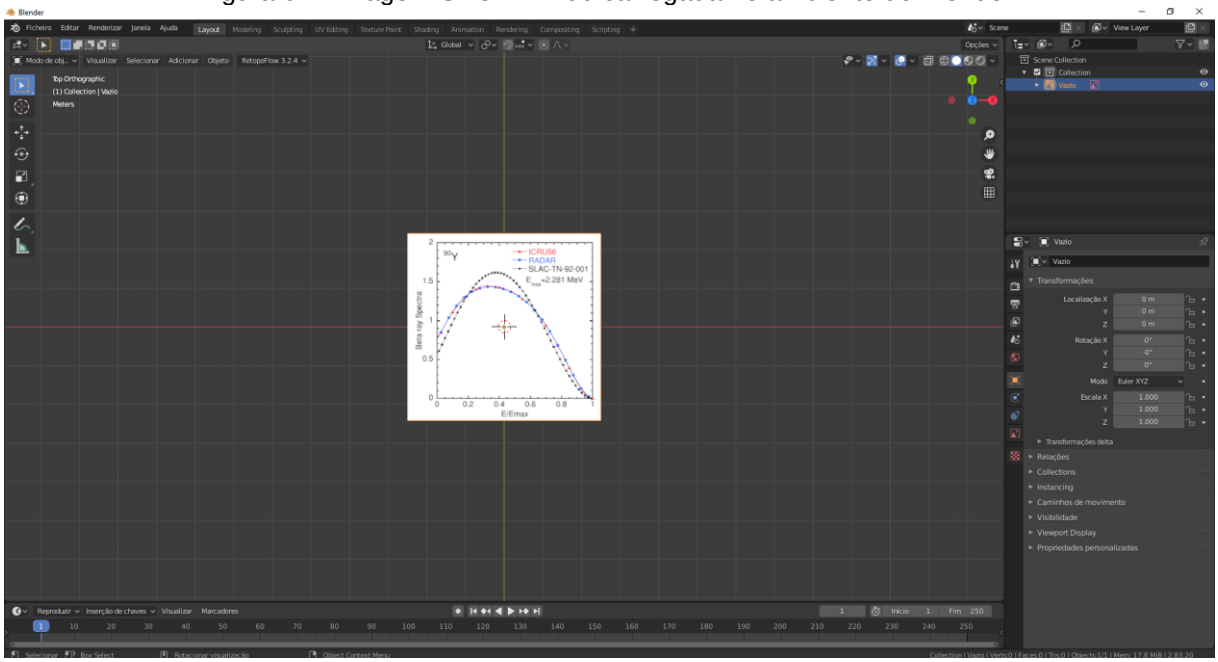
Figura 63 - Imagem SPC-BP-Y90.



Fonte: KIRIHARA *et al.*, 2016.

No ambiente do Blender, foram realizadas etapas para adicionar e posicionar a imagem SPC-BP-Y90. Primeiro, no menu "Visualizar", foi selecionada a opção "Viewpoint" e, em seguida, "Topo", para preparar o ambiente. Em seguida, no caminho "Adicionar → Imagem → Referência", foi usado para acessar os diretórios do Windows, selecionar e carregar a imagem no Blender. O resultado desse processo é ilustrado na Figura 64.

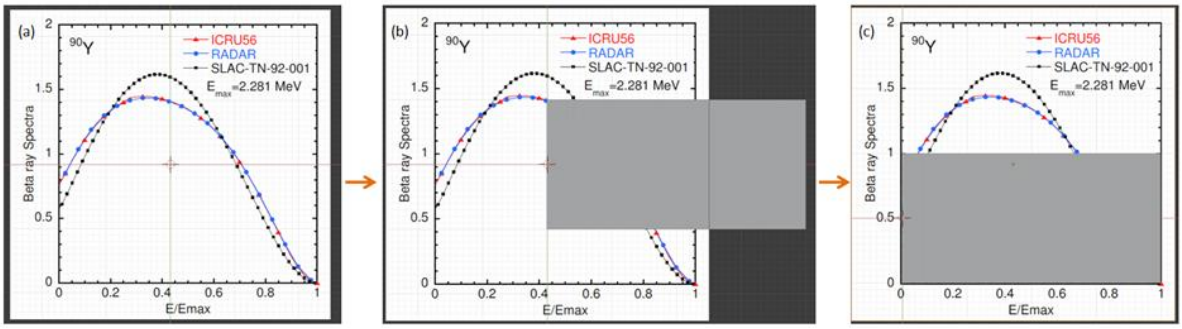
Figura 64 - Imagem SPC-BP-Y90 carregada no ambiente do Blender.



Fonte: o autor, 2023.

Após carregar a imagem no ambiente do Blender, foi utilizado o caminho "Visualizar → Barra Lateral → PHAMA → Operações com Fontes → Criar Fontes → Conformador de Curva" para carregar um objeto chamado “conformador de curva”, como mostrado na Figura 65b. A posição e as dimensões da imagem foram ajustadas para corresponder ao objeto adicionado. Para isso, a imagem foi arrastada ao longo dos eixos X e Y, conforme o resultado ilustrado na Figura 65c.

Figura 65 - Primeiros passos para a criação da fonte. Adição da imagem a), adição do conformador da curva b), ajustes na imagem c).



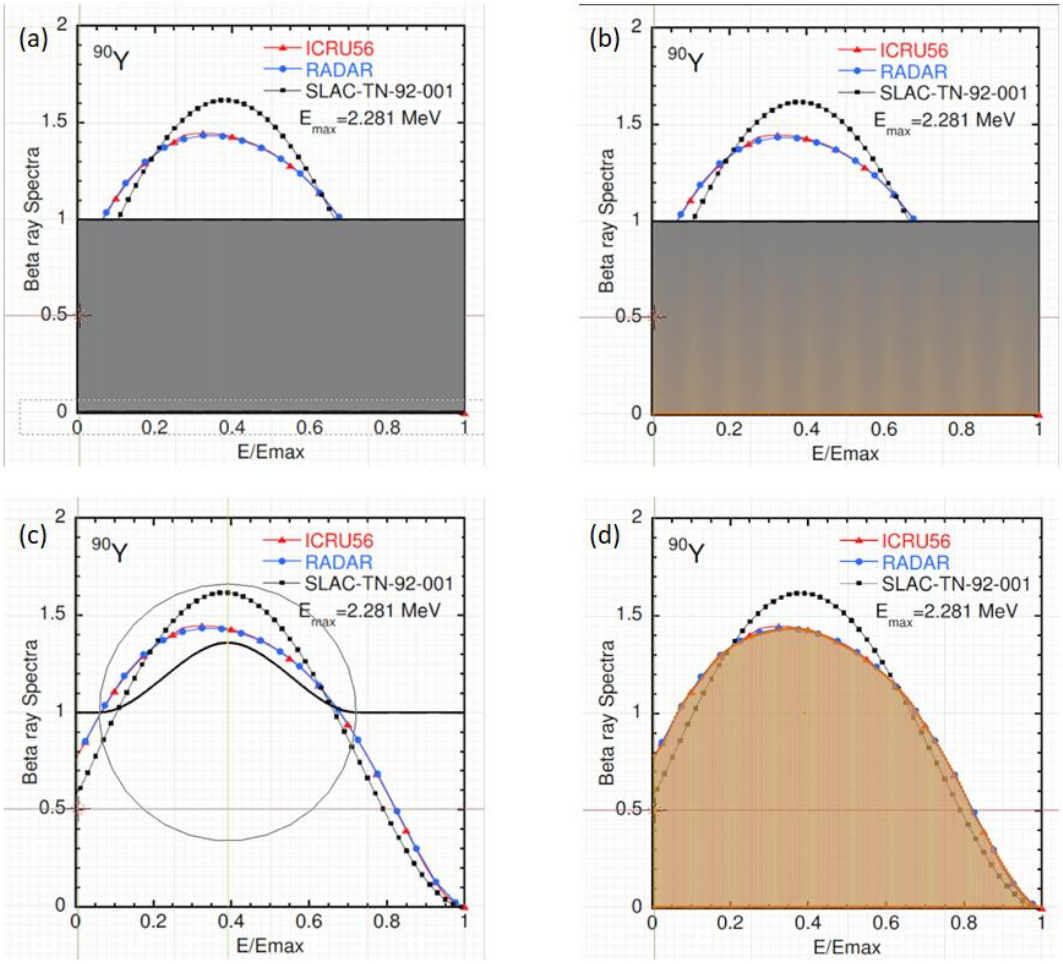
Fonte: o autor, 2022.

Após os ajustes na imagem, o conformador de curva foi selecionado clicando com o botão esquerdo do mouse, e o modo de edição do Blender foi ativado, conforme mostrado na Figura 66a. Em seguida, todos os vértices (400) da parte inferior do

objeto foram selecionados e ocultados da visualização pressionando a tecla de atalho "h", como ilustrado na Figura 66b. O objetivo dessa ocultação é evitar que esses vértices tenham sua posição alterada na etapa seguinte.

A ferramenta de edição proporcional foi ativada e alguns vértices superiores foram selecionados para reposicionamento na posição desejada, conforme ilustrado na Figura 66c. Durante esse processo, é possível visualizar o raio de ação da ferramenta de edição proporcional, o qual foi ajustado de acordo com as necessidades. Essa etapa foi repetida até que o formato do conformador da curva estivesse conforme mostrado na Figura 66d.

Figura 66 – Etapas de ajustes no Blender. a) Ferramenta de seleção ativa. b) Vértices inferiores selecionados. c) Demonstração do raio de ação da edição proporcional e conformador de curva com os vértices inferiores ocultos. d) Resultado após ajustes nas posições dos vértices.



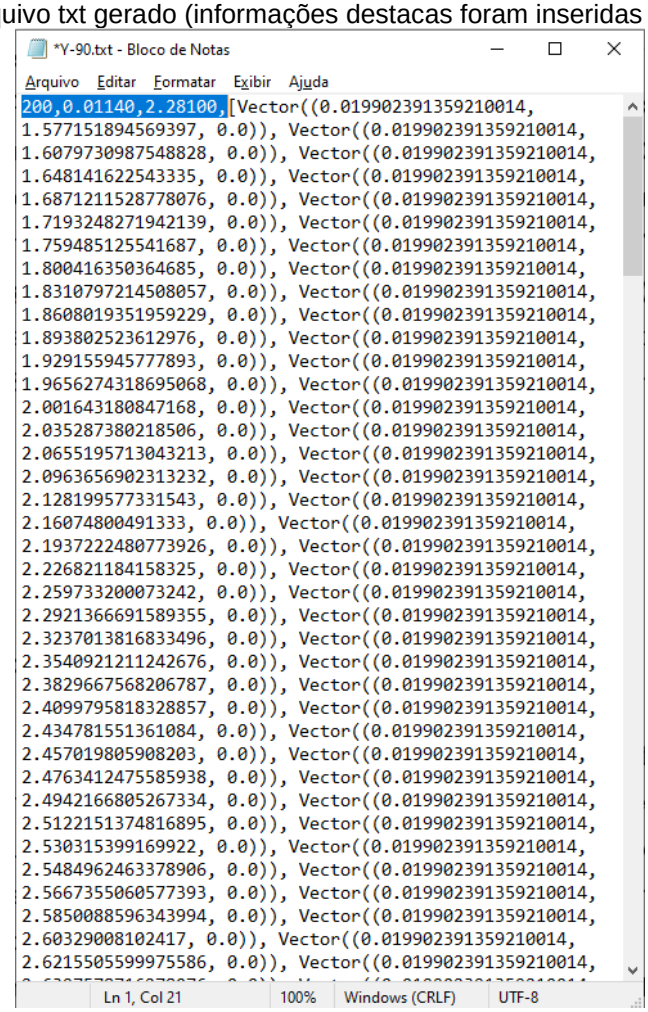
Fonte: o autor, 2023.

Para a obtenção do arquivo .txt contendo a localização de cada vértice as ferramentas do PHAMA foram usadas. Para tanto, foi necessário entrar no modo de

objeto e acessar o caminho “Visualizar → Sidebar → PHAMA → Criar e editar fontes → Criar fontes → aplicar ajustes”. Este botão separa o conformador da curva em 200 objetos com 4 vértices cada. Esses objetos são planos e por isso, possuem 2 dimensões (altura e largura).

Então, os 200 planos foram selecionados e o caminho “Visualizar → Sidebar → PHAMA → Criar e editar fontes → Criar fontes → gerar txt” foi usado. Este botão gera um arquivo .txt na área de trabalho denominado EDC-manual.txt (EDC = extração de dados por conformador). No arquivo, são escritos um cabeçalho padrão que foi editado, com as informações de energia máxima do Y-90 (Emax = 2,28100 MeV), Emax/número de planos (0.01140) e número de planos (200). Após o cabeçalho estão as dimensões de cada plano nos eixos X, Y e Z escritos no formato Vector((0.019999980926513672, 0.7925018072128296, 0.0)), como é mostrado na Figura 67.

Figura 67- Arquivo txt gerado (informações destacas foram inseridas manualmente).

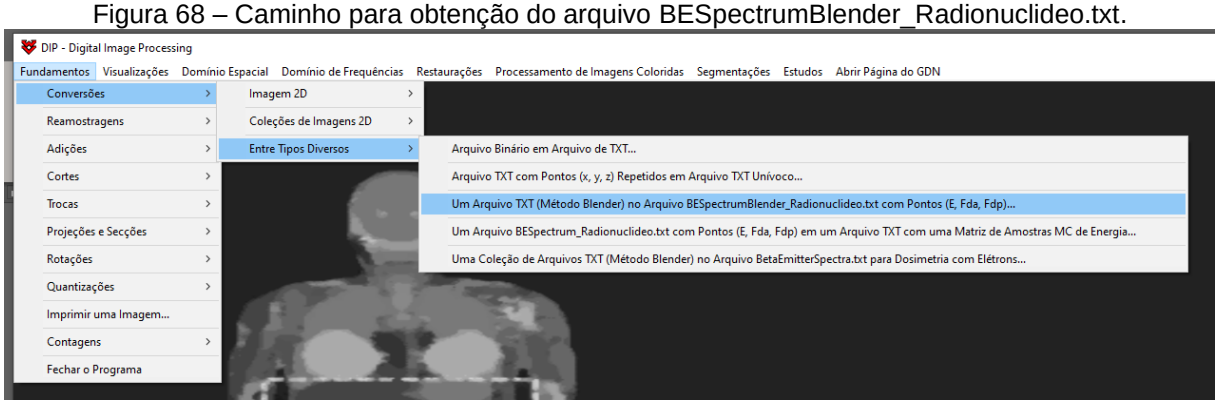


Fonte: o autor, 2023.

3.4.2 Criação dos dados de entrada para o EGSnrc

O DIP usa uma função para receber o nome completo do arquivo .txt, gerado a partir do PHAMA, e gerar o nome do arquivo .txt de saída. Uma segunda função é usada para converter os dados contidos no arquivo de entrada em uma lista do tipo nativo string com as componentes Y dos vetores referentes a cada um dos 200 planos (Figura 68).

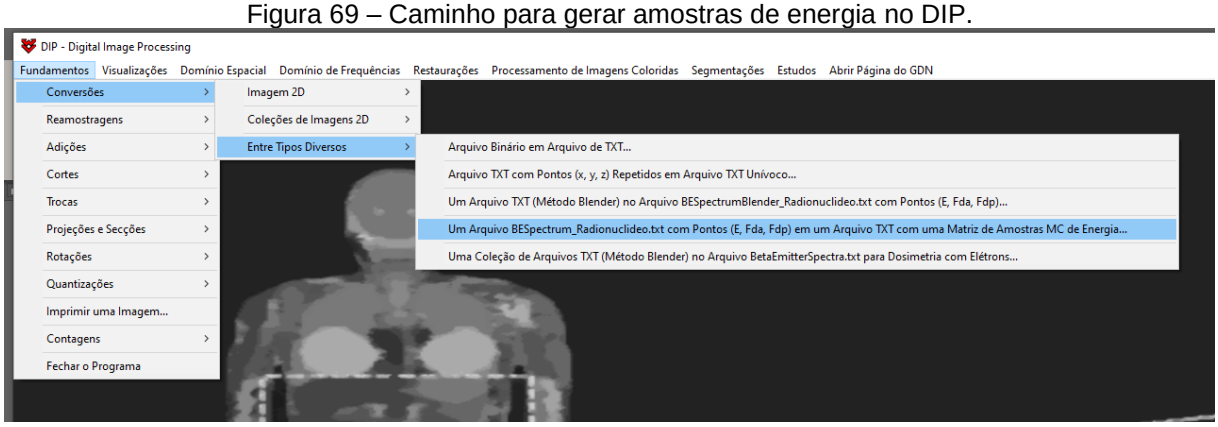
Figura 68 – Caminho para obtenção do arquivo BESpectrumBlender_Radionuclideo.txt.



Fonte: o autor, 2023.

Adicionalmente, a função retorna o número de pontos do espectro, e suas energias mínima e máxima (em MeV). Uma coleção de pontos 2D, (E, Contagem), é definida e preenchida. Contagem, neste caso, é o valor Y da lista de string convertido em número real. A coleção de pontos 3D, (E, função de densidade acumulada (FDA), função de densidade de probabilidades (FDP)), é obtida usando uma função da classe CPoint3DCollection que lê a coleção 2D e normaliza os valores Contagem pela soma, isto é, calcula as FDP para a saída. Sabendo as FDP, as FDA são também calculadas. Esta coleção de pontos 3D é impressa em um arquivo de texto. A primeira linha impressa contém um rótulo para identificar o espectro, o número de pontos e o nome base do arquivo. Em um laço for, linha a linha, a energia é escrita como um número real com 5 casas decimais, e as FDA e FDP em notação científica onde o coeficiente tem 8 casas decimais. A Figura 69 ilustra o caminho usado no DIP.

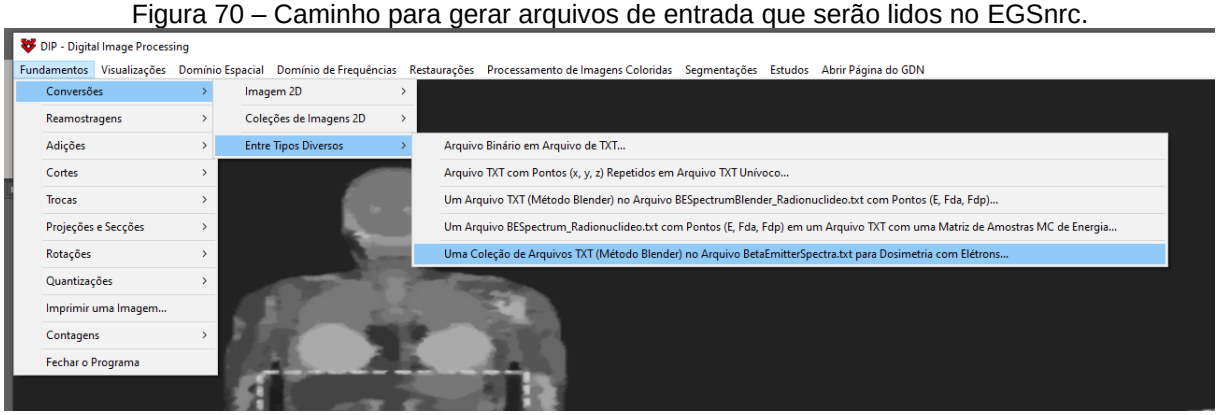
Figura 69 – Caminho para gerar amostras de energia no DIP.



Fonte: o autor, 2023.

O passo para a criação do arquivo de entrada que pode ser lido no EGSnrc é mostrado no caminho da Figura 70. O arquivo de saída ao término deste passo é um arquivo em formato .txt, assim como nos passos anteriores.

Figura 70 – Caminho para gerar arquivos de entrada que serão lidos no EGSnrc.



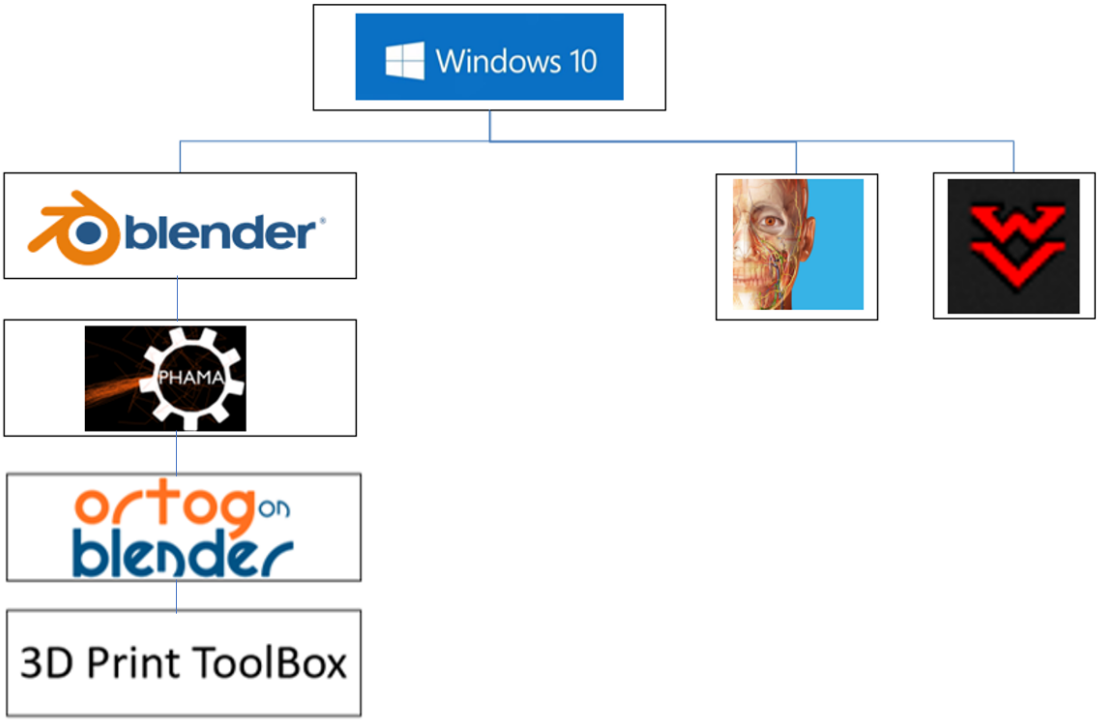
Fonte: o autor, 2023.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Plataforma computacional

A montagem da PC foi um processo que envolveu a instalação de softwares que já haviam sido previamente testados e utilizados em outros projetos conduzidos pelo GDN. A estruturação da PC é ilustrada na Figura 71.

Figura 71– Unidades do Blender. a) dimensões da pele após importação, b) dimensões da pele após ajustes do PHAMA e c) resumo das unidades que são configuradas pelo PHAMA.



Fonte: o autor, 2023.

Constituindo a PC, o PHAMA foi pensado e desenvolvido para a criação e edição de fantomas BREP, suas ferramentas foram usadas em várias etapas da atualização do MARTIN. Reduzindo o tempo de trabalho necessário para muitas das modificações realizadas.

4.2 Atualização do MARTIN

Houve melhoras significativas quanto ao realismo anatômico do MARTIN, quando comparado a versão anterior. A alteração de postura foi fundamental para

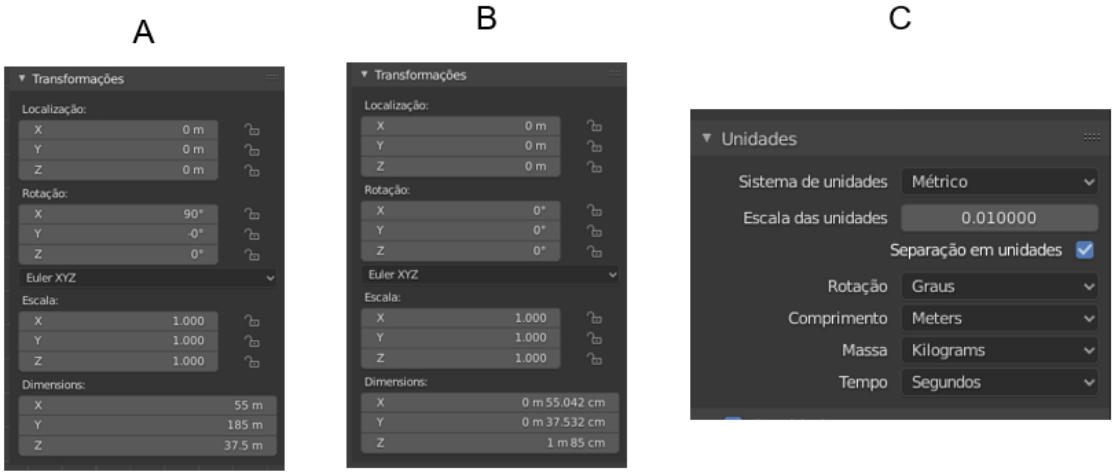
essa melhora. Mas, por isso, foi necessário reposicionar todos os órgãos e tecidos, o que requereu em modificações profundas, resultando em tempo elevado para a realização dessa etapa.

Os músculos foram ímpares na quantidade e tempo de trabalho devido à extensão do sistema muscular e de sua complexidade. O sistema muscular dessa versão do MARTIN descreve melhor a anatomia humana.

4.2.1 Preparações

Diversos *softwares* de modelagem 3D são usados pelos grupos de pesquisa para a criação de fantomas BREP. Portanto, a etapa de preparação consiste em adequar as unidades e o sistema de visualização desses modelos ao padrão, otimizado para o desenvolvimento de fantomas BREP antropomórficos, adotado pelo PHAMA. Como mostrado na Figura 72, ao importar o MARTIN em formato .obj as unidades estavam fora da escala do Blender.

Figura 72 – Unidades do Blender. a) dimensões da pele após importação, b) dimensões da pele após ajustes do PHAMA e c) resumo das unidades que são configuradas pelo PHAMA.

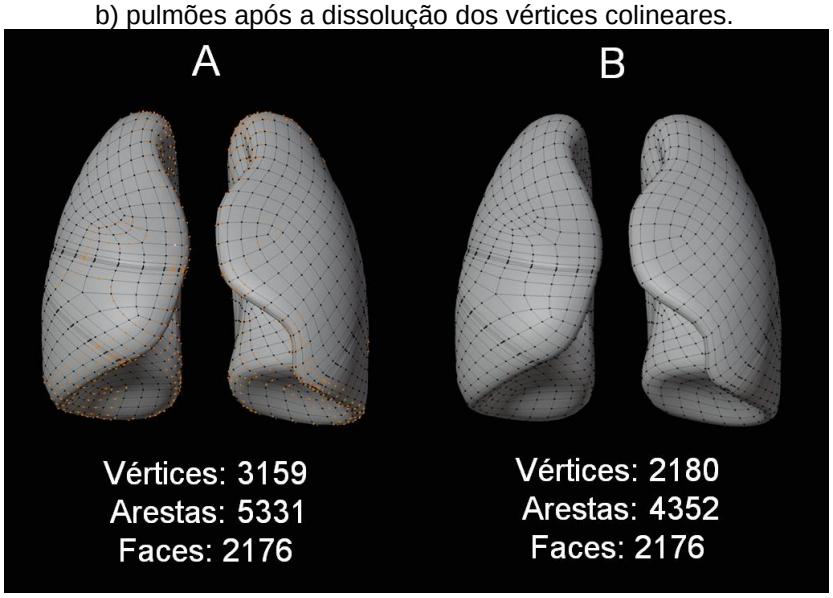


Fonte: o autor, 2023.

A remoção de vértices colineares foi fundamental para a edição de órgãos e tecidos do MARTIN. Além de simplificar a seleção da malha, reduz a quantidade de polígonos e reduz as chances de erro com o uso de modificadores. A Figura 73a mostra todos os vértices colineares dos pulmões selecionados, além da quantidade

de vértices, arestas e faces do objeto e a Figura 73b mostra o resultado obtido com o uso da ferramenta remover colineares.

Figura 73 - Resultado da ferramenta “remover vértices colineares”. a) Seleção dos vértices colineares, b) pulmões após a dissolução dos vértices colineares.



Fonte: o autor, 2023.

Para evitar problemas futuros na voxelização do fantoma, a ferramenta de remover ressaltos foi usada já na fase de preparação. Os ressaltos geram informações inúteis para a voxelização que são escritas no arquivo .obj que é exportado. A Figura 74a mostra a escrita do arquivo. obj com ressalto e a Figura 74b após o uso da ferramenta.

Figura 74 - Resultado da ferramenta “remover ressaltos”. a) identificador “s 1” para faces com ressaltos, b) informação eliminada após o uso da ferramenta.

A

```
v -0.072670 10.316921 -86.806961
v -0.066210 10.345325 -86.781021
v -0.065260 10.369264 -86.745697
s off
f 83506 83501 83498 83497 83524 83492 83489 83488 83518 83483 83480 83479 83522 83512 83515 83508
s 1
f 83257 83258 83259 83260
f 83261 83262 83259 83258
f 83263 83264 83259 83262
```

B

```
v -0.072667 10.316970 -86.806953
v -0.066207 10.345374 -86.781013
v -0.065257 10.369312 -86.745689
s off
f 92314 92315 92316 92317 92318 92319 92320 92321 92322 92323 92324 92325 92326 92327 92328 92329
f 92330 92331 92332 92333
f 92334 92335 92332 92331
```

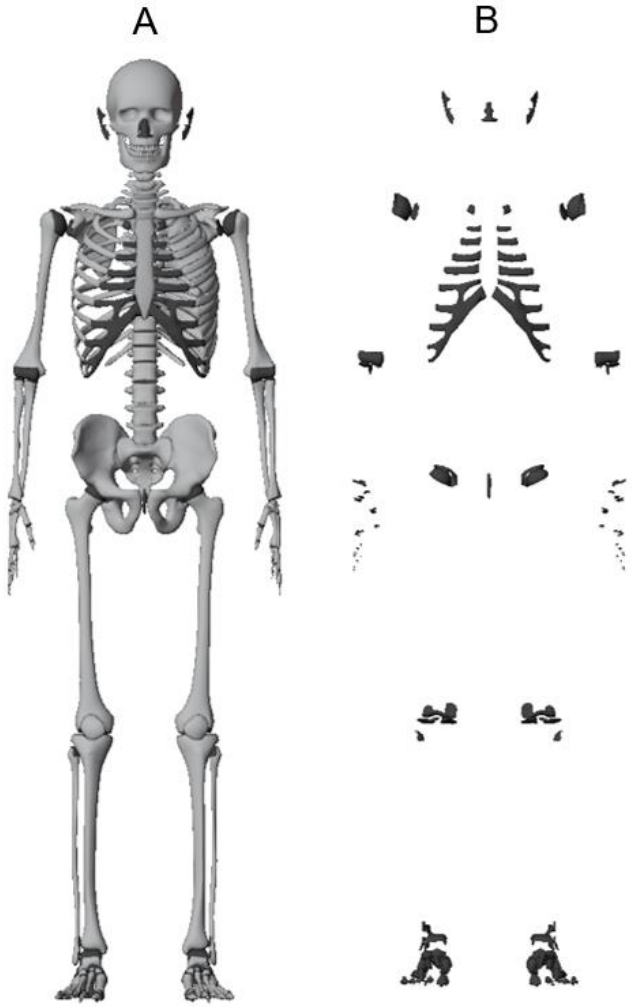
Fonte: o autor, 2023.

4.2.2 Sistema esquelético e cartilagens

O esqueleto, como já mostrado na Figura 37, passou por alterações de posturas para representar de forma mais fidedigna o indivíduo em ortostase.

Foram criadas cartilagens para orelhas, nariz, membros superiores (incluindo cada uma das falanges), membros inferiores (incluindo cada uma das falanges) e cíngulos superior e inferior. A Figura 75 mostra o esqueleto e as cartilagens.

Figura 75 - Sistema esquelético e cartilagens. (a esqueleto e cartilagens. b) cartilagens.



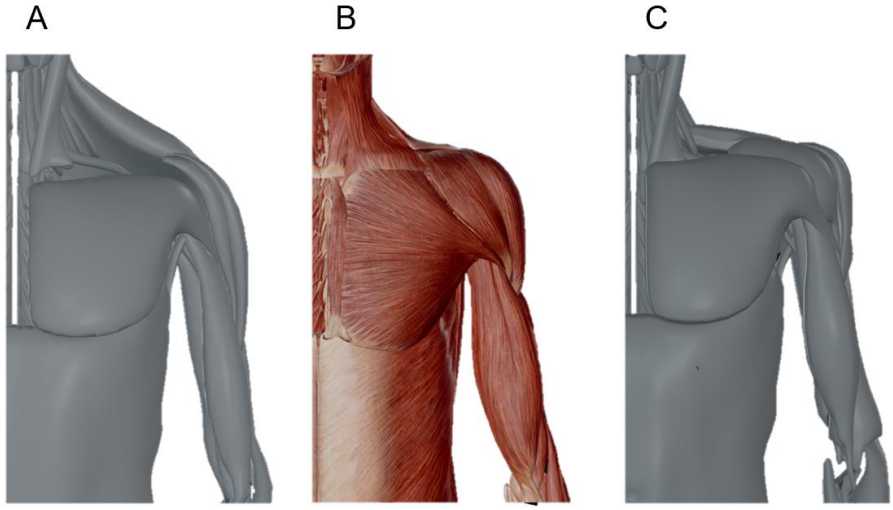
Fonte: o autor, 2023.

4.2.3 Sistema muscular

Os músculos foram ímpares na quantidade e tempo de trabalho devido à extensão do sistema muscular e de sua complexidade. Em uma análise qualitativa, o

sistema muscular da versão atualizada do MARTIN descreve melhor a anatomia humana. A Figura 76 mostra uma comparação entre a versão do MARTIN de 2018, do modelo de referência do atlas 3D de anatomia e o MARTIN após as atualizações, onde é possível perceber uma lacuna entre os músculos na região cervical lateral no do MARTIN, algo que foi melhorado na versão atualizada.

Figura 76 - Comparação do sistema muscular. a) MARTIN, b) modelo de referência do atlas 3D de anatomia e c) MARTIN após as atualizações.

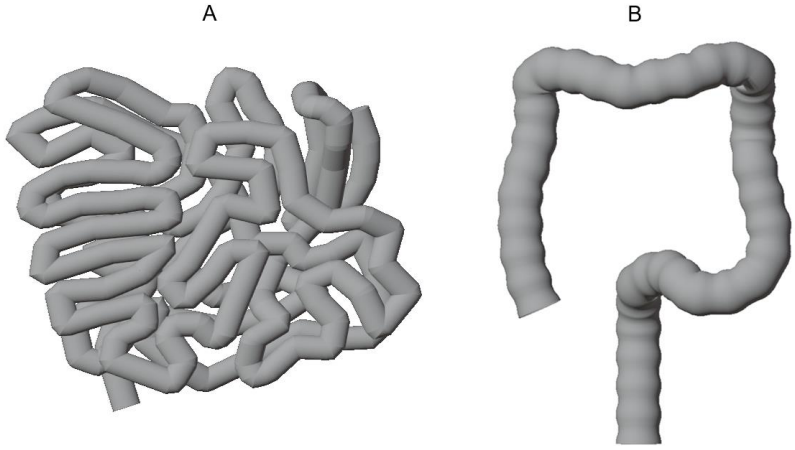


Fonte: o autor, 2023.

4.2.4 intestinos

A criação dos intestinos delgado e grosso pela metodologia do PHAMA gerou os órgãos que são mostrados na Figura 77.

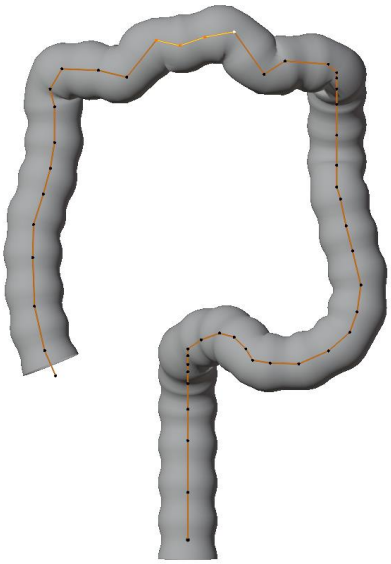
Figura 77 – Intestinos delgado e grosso. a) intestino delgado e b) intestino grosso.



Fonte: o autor, 2023.

Levando em consideração as técnicas de modelagem 3D, o intestino delgado é o órgão mais desafiador para ser construído por essa técnica devido ao seu formato irregular. Ainda, variações anatômicas em sua forma podem acontecer um mesmo indivíduo em pouco tempo devido aos movimentos peristálticos. O intestino grosso, apesar de ter uma geometria de menor complexidade, também pode variar bastante seu formato devido aos movimentos peristálticos. Por isso, na versão final do MARTIN, os pontos de controle dos intestinos delgado e grosso não foram removidos, como mostrado na Figura 78. Isto deverá facilitar futuras modificações ou a criação de novos trabalhos com a caracterização de variações anatômicas.

Figura 78 - Versão final do intestino grosso ainda com os pontos de controle.

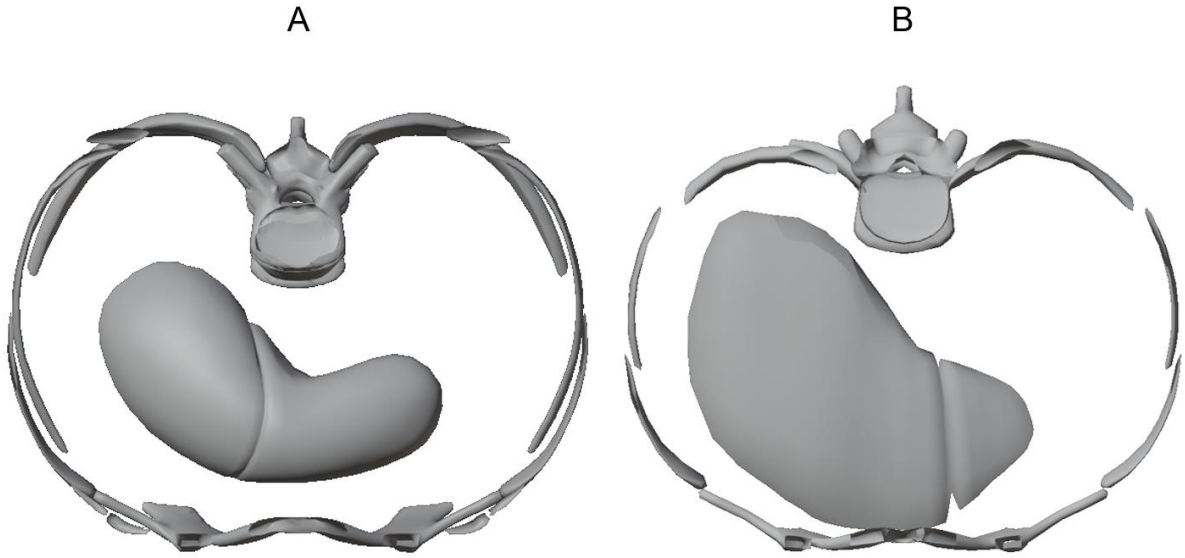


Fonte: o autor, 2023.

4.2.5 Fígado

Devido as pretensões de simular um procedimento de radioembolização, o fígado foi ajustado com o apoio da imagem médica. O resultado desse método é mostrado na Figura 79, onde é possível comparar o fígado original (Figura 79a) e o fígado após as modificações (Figura 78b), ambos, aproximadamente ao nível da mesma projeção, na altura da décima vértebra torácica (T-10).

Figura 79 – Fígado. a) fígado original, b) fígado após as atualizações.



Fonte: o autor, 2023.

4.3 Caracterização da fonte de Y-90

A eficácia do método de caracterização da fonte de Y-90 foi comparada a partir da organização dos dados gerados, em uma planilha do *software* Excel 365. Para tanto, a metodologia implementada no PHAMA foi compara com a metodologia proposta por VIEIRA e colaboradores (2023), e com dados disponibilizados pelo RADAR (Tabela 1).

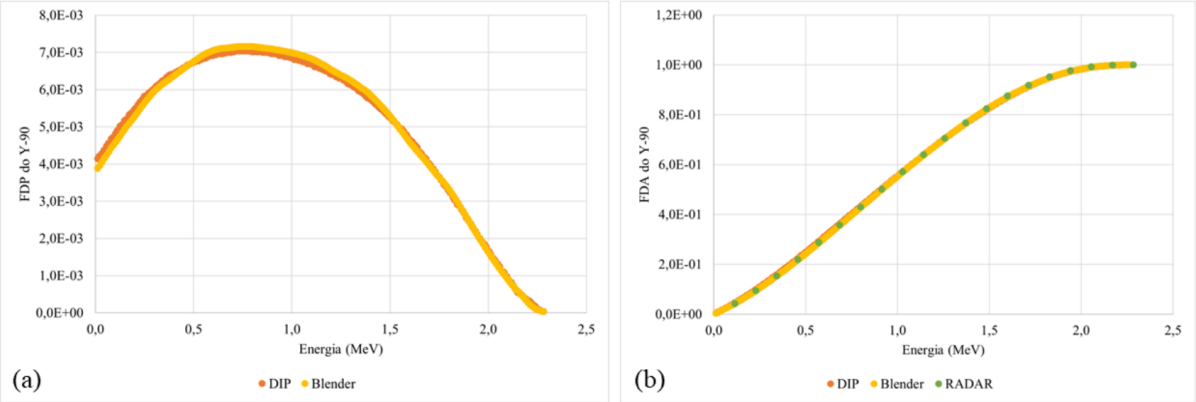
Tabela 1 – Dados do espectro do Y-90 do RADAR.

$E(MeV)$	FDP	FDA
0,1142	4,26E-02	4,26E-02
0,2284	5,18E-02	9,44E-02
0,3426	5,94E-02	1,54E-01
0,4568	6,49E-02	2,19E-01
0,5710	6,86E-02	2,87E-01
0,6852	7,08E-02	3,58E-01
0,7994	7,17E-02	4,30E-01
0,9136	7,15E-02	5,01E-01
1,0278	7,04E-02	5,72E-01
1,1420	6,85E-02	6,40E-01
1,2562	6,57E-02	7,06E-01
1,3704	6,19E-02	7,68E-01
1,4846	5,69E-02	8,25E-01
1,5988	5,07E-02	8,75E-01
1,7130	4,30E-02	9,18E-01
1,8272	3,42E-02	9,53E-01
1,9414	2,46E-02	9,77E-01
2,0556	1,50E-02	9,92E-01
2,1698	6,43E-03	9,99E-01
2,2840	1,13E-03	1,00E+00

Fonte: o autor, 2023.

A Figura 80 mostra uma comparação da FDP gerada a partir do PHAMA (Blender) e a FDP gerada pela metodologia de VIEIRA e colaboradores (DIP). Na comparação da FDPs o coeficiente de correlação, R = 0,99892, confirma estatisticamente a similaridade entre os métodos. Na comparação das FDAs RADAR-DIP RADAR-Blender o erro relativo médio (ERM) foi de 2,02053% para RADAR-DIP e de 0,68341% na comparação RADAR-Blender.

Figura 80 – FDPs e FDAs. FDPs obtidas pelos métodos DIP e Blender (a). FDAs RADAR, DIP e Blender (b).



Fonte: o autor, 2023.

5 CONCLUSÕES

A PC apresentada oferece um conjunto de ferramentas que facilitam o desenvolvimento de novos fantomas antropomórficos. Essas ferramentas permitiram a otimização das modificações realizadas no MARTIN, proporcionando maior realismo anatômico. Além disso, as ferramentas desenvolvidas para a extração de dados do espectro do Y-90 mostraram resultados satisfatórios e podem ser aplicadas a outros radionuclídeos. O baixo ERM na comparação das FDAs Radar/Blender mostra a robustez do método para a caracterização do Y-90. Ainda, outros radionuclídeos podem ser caracterizados seguindo a mesma metodologia.

Uma das contribuições mais relevantes da PC é a capacidade de criar os intestinos, que são estruturas de difícil modelagem 3D ou de segmentação por imagens de TC ou RMN. Essa funcionalidade da PC, incorporada ao PHAMA, permite que até mesmo usuários básicos do Blender possam criar essas estruturas de forma mais fluida, uma vez que a interface do PHAMA embute os processos mais “complexos”. Considerando a importância dos intestinos em termos de radioproteção, as ferramentas para gerar essas estruturas podem ser consideradas uma das mais importantes do PHAMA.

Outra ferramenta fundamental do PHAMA é a capacidade de gerar volumes nos ossos. Por meio de análise visual, essa ferramenta mostrou resultados promissores e pode ser aplicada para gerar volumes internos em outros órgãos ou tecidos.

Além disso, o OrtogOnblender, uma ferramenta robusta integrada ao Blender, foi utilizada para reconstrução de imagens de referência. Essa funcionalidade é valiosa para a criação de modelos personalizados e contribuiu para a precisão e qualidade das modificações no fígado.

Em resumo, a PC apresentado no trabalho fornece ferramentas que otimizam o desenvolvimento de novos fantomas antropomórficos, oferecendo maior realismo anatômico e facilitando a criação de estruturas complexas, como os intestinos. Além disso, as ferramentas desenvolvidas para extração de dados do Y-90 e a capacidade de gerar volumes internos em ossos são de grande relevância para a dosimetria clínica e radioproteção. a PC representa um avanço significativo no campo da criação de fantomas BREP, oferecendo recursos robustos para a criação de modelos mais realistas e precisos.

6 PERSPECTIVAS

Visando simulações MC do procedimento de radioembolização o MARTIN e o algoritmo da fonte de Y-90 deverão ser acoplados ao EGSnrc. Ferramentas de modelagem paramétrica deverão ser adicionadas ao PHAMA para criação de uma versão supina do MARTIN, bem como, para a criação de bibliotecas de fantomas representativos da população brasileira e de radionuclídeos. Com isso, a comunidade científica terá a sua disposição bibliotecas de fantomas e radionuclídeos, além de uma plataforma computacional robusta para criação e edição de novos fantomas e algoritmos de fontes radioativas.

REFERÊNCIAS

AKHAVANALLAF, A.; XIE, T.; ZAIDI, H. Development of a Library of Adult Computational Phantoms Based on Anthropometric Indexes. **IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences**, v. 3, n. 1, p. 65–75, 2018.

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.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. John Wiley & Sons, 1991.

BASTIAANNET, R., KAPPADATH, S. C., KUNNEN, B., BRAAT, A. J., LAM, M. G., de JONG, H. W. The physics of radioembolization. **EJNMMI** physics, v. 5, n. 1, p. 1-27, 2018.

BENOV, D. M. The Manhattan Project, the first electronic computer and the Monte Carlo method. **Monte Carlo Methods and Applications**, v. 22, n. 1, p. 73-79, 2016.

BEZERRA, L. R. D. **Modelagem de fantomas e fontes naturais terrestres para dosimetria ambiental.** 2020. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de energia nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2020.

BLENDER FOUNDATION. **Manual de referência**: versão 2.83: Disponível em: https://docs.blender.org/. Acesso em: 01 fev. 2023.

BOSTON SCIENTIFIC: TheraSphere**.** Disponível em: <https://www.bostonscientific.com/en-US/medical-specialties/interventional-radiology/interventional-oncology/therasphere/clinical-data/target-study.html>. Acesso em: 03 de jun. de 2022.

CABRAL, M. O. M. **Desenvolvimento de um modelo computacional de exposição para uso em avaliações dosimétricas em gestantes.** 2015. Dissertação (Mestrado em TecnologiasEnergéticas e Nucleares) – Departamento de energia nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2015.

CAON, M.; BIBBO, G.; PATTISON, J. A comparison of radiation dose measured in ct dosimetry phantoms with calculations using egs4 and voxel-based computational models. **Phys. Med. Biol,** v. 42, p. 219–229, 1997.

CARVALHO, V. de O.; GALASTRI, F. L.; AFFONSO, B. B.; FALSARELLA, P. M.; VALLE, L. G. M.; FERRAZ-NETO, B. H.; REZENDE, M. B.; MOTTA, L.F.; GARCIA, R. G.; NASSER, F. Radioembolização transarterial hepática como terapia neoadjuvante: relato de três casos. **einstein** (São Paulo), v. 18, 2020.

CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantomas humanos computacionais usando malhaspoligonais em função da postura, massa e altura.** 2011. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de energia nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2011.

CERN. **GEANT4 User's Guide – For Application Developers**. Switzerland, 2022. Rev7.0. Disponível em: <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/fo/BookForApplicationDevelopers.pdf>. Acesso em: 07/05/2023.

COSTA, G., SPENCER, B., OMIDVARI, N., FOSTER, C., RUSNAK, M., HUNT, H., RONCALI, E. Radioembolization Dosimetry with total-body 90Y PET**. Journal of Nuclear Medicine**, v. 63, n. 7, p. 1101-1107, 2022.

CRA MEDICAL IMAGING. Disponível em: <https://www.craimaging.com/radioembolization-procedure/>. Acesso em: 13 jul. 2023.

DEWERD, L. A.; KISSICK, M. **The phantoms of medical and health physics.** Springer- 2014.

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

ELSCHOT, M., VERMOLEN, B. J., LAM, M. G., de KEIZER, B., VAN DEN BOSCH, M. A., de JONG, H. W. Quantitative comparison of PET and Bremsstrahlung SPECT for imaging the in vivo yttrium-90 microsphere distribution after liver radioembolization. **PloS one**, v. 8, n. 2, p. e55742, 2013.

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 Sciences**, v. 8, n. 1A (Suppl.), 2020.

FISHER, H. L.; SNYDER, S. W. Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ. **Relatório Técnico ORNL**, p. 1473-86, 1967.

GIBBS, S. J.; PUJOL A.; CHEN, T. S.; MALCOLM, A. W.; JAMES, A. E. Patient risk from interproximal radiography. Oral Surg. **Oral Med. Oral Pathology**, v. 58, n. 3, p. 347-54, set. 1984

GULEC, S. A.; MCGORON, A. J. Radiomicrosphere Dosimetry: Principles and Current State of the Art. Semin. **Nucl. Med**, v. 52, p. 215-228, 2022.

HAN, B., ZHANG, J., NA, Y. H., CARACAPPA, P. F., XU, X. G. Modelling and Monte Carlo organ dose calculations forworkers walking on ground contaminated with Cs-137 and Co-60 gamma sources. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 141, n. 3, p. 299–304, 2010.

HARREL, C. R.; MOTT, J. R. A.; BATEMAN, R. E.; BOWDEN, R. G.; GOOG, T. J. **Simulação: Otimizando os Sistemas.** Belge Engenharia e Sistemas Ltda, IMAM, 2 ed. São Paulo, SP, 2002.

HASHIKIN, N. A. A., Yeong, C. H., GUATELLI, S., ABDULLAH, B. J. J., NG, K. H., MALARODA, A., PERKINS, A. C. Organ doses from hepatic radioembolization with 90Y, 153Sm, 166Ho and 177Lu: A Monte Carlo simulation study using Geant4. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, 2016. p. 012059.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 89. Oxford, 2002.

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

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the **International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 145. Oxford, 2020.

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. **Technical Report PIRS-701**. National Research Council Canada, Ottawa, 2023.

KIRIHARA, Y.; HIRAYAMA, H.; NAMITO, Y. β-ray Spectrum Data for egs5 based on ICRU-56 or RADAR. **KEK Report**, v. 2, 2016.

KULESZA, J. A. **Wielding the MCNP6. 3 Manual**. Los Alamos National Lab. (LANL), Los Alamos, NM (United States), 2022.

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. **Phys. Med. Biol,** v. 48, n. 10, p. 1239, 2003.

KRAMER, R.; KHOURY, H.; VIEIRA, J. W.; LIMA, V. J. M. Max06 and fax06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry. **Phys. Med. Biol,** v. 51, n. 14, p. 3331, 2006

LIMA, V. J. M. **Desenvolvimento de fantomas mesh infantis, morfologicamente consistentes com a anatomia humana, para uso em dosimetria.** 2011. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de energia nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2011.

LIN, H., LIU, T., SU, L., BEDNARZ, B., CARACAPPA, P., XU, X. G. Modeling of Radiotherapy Linac Source Terms Using ARCHER Monte Carlo Code: Performance Comparison for GPU and MIC Parallel Computing Devices. **EPJ Web ofConferences**, v. 153, p. 1–6, 2017.

MILLER, F. H., LOPES VENDRAMI, C., GABR, A., HOROWITZ, J. M., KELAHAN, L. C., RIAZ, A., LEWANDOWSKI, R. J. Evolution of radioembolization in treatment of hepatocellular carcinoma: a pictorial review. **RadioGraphics**, v. 41, n. 6, p. 1802-1818, 2021.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. MR. **Moore anatomia orientada para a clínica.** Guanabara koogan, 2014.

NA, Y. H., ZHANG, B., ZHANG, J., CARACAPPA, P. F., Xu, X. G. Deformable adult human phantoms for radiation protection dosimetry: anthropometric data representing size distributions of adult worker populations and software algorithms. **Physics in Medicine & Biology**, v. 55, n. 13, p. 3789, 2010.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. **Física das radiações**. Oficina de Textos, 2016.

OLIVEIRA, E. S. **Estimativa da dose efetiva em Fantomas de Voxel para indivíduos de 15 anos**. Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de energia nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2021.

PESSANHA, P. R.; DE QUEIROZ FILHO, P. P.; SANTOS, D. S. Implementação de fantoma geométrico de mão e antebraço no código de Monte Carlo Geant4. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 1A, p. 1–15, 2015.

PETITGUILLAUME, A., BERNARDINI, M., HADID, L., de LABRIOLLE-VAYLET, C., FRANCK, D., DESBRÉE, A. Three-dimensional personalized Monte Carlo dosimetry in 90Y resin microspheres therapy of hepatic metastases: nontumoral liver and lungs radiation protection considerations and treatment planning optimization. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 55, n. 3, p. 405-413, 2014.

QADAN, M., FONG, Z. V., DELMAN, A. M., GABR, A., SALEM, R., SHAH, S. A. Review of use of Y90 as a bridge to liver resection and transplantation in hepatocellular carcinoma. **Journal of Gastrointestinal Surgery**, v. 25, p. 2690-2699, 2021.

RIAZ, A.; AWAIS, R.; SALEM, R. Side effects of yttrium-90 radioembolization. **Frontiers in oncology**, v. 4, p. 198, 2014.

ROCHA, R. D. Disponível em: <https://dicamedica.com.br/embolizacao-de-tumores/>. Acesso em: 06 jan. 2023.

RONCALI, E., TAEBI, A., FOSTER, C., VU, C. T. Personalized dosimetry for liver cancer Y-90 radioembolization using computational fluid dynamics and Monte Carlo simulation. **Annals of biomedical engineering**, v. 48, p. 1499-1510, 2020.

ROGERS, D. F.; ADAMS. J. A. **Mathematical Elements for Computer Graphics.** McGraw- Hill – 1990

SANTOS, A. M. **Desenvolvimento de um modelo computacional para cálculos de dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano nas situações de**

exposições acidentais. 2006. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de energia nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2006.

SANTOS, L. C. S. **Modelagem de bolus individualizados para produção por impressora 3D e uso em radioterapia**. 2021. Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de energia nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2021.

SANTOS, W. S.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P.; BELINATO, W.; CALDAS, L. V. E.; JUNIOR, A. B. C.; MAIA, A. F. Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. **Physica Medica**. v. 31, n. 8, p. 929-933, 2015.

SCHÜNKE, M., SCHULTE, E., SCHUMACHER, U., VOLL, M., WESKER, K. **Prometheus: Atlas de anatomia**, v. 3, 2007.

SEGARS, W. P.; TSUI, B. M. W. The MCAT, NCAT, XCAT, and MOBY Computational Human and Mouse Phantoms. **Handbook of anatomical models for radiation dosimetry**. cap. 5, p. 105 – 133, CRC Press, 2010.

SEGARS, W. P., BOND, J., FRUSH, J., HON, S., ECKERSLEY, C., WILLIAMS, C. H., SAMEI, E. Population of anatomically variable 4D XCAT adult phantoms for imaging research and optimization. **Medical Physics**, v. 40, n. 4, p. 1–11, 2013.

SHIRLEY, P. A.; MARPCHNER, S. **Fundamentals of Computer Graphics.** A K Peters -2009.

SIRTEX: SIR-Spheres® Y-90 resin microspheres. Disponível em: < https://www.sirtex.com/media/55rprxv2/ssl-us-14-sir-spheres-microspheres-ifu-us.pdf>. Acesso em: 25 de jun. de 2022.

SHRIKANTHAN, S.; KUNAM, V.; SRINIVAS, S. Y-90 PET/CT for localization of Yttrium-90 microspheres-Post radioembolization. 2012. **Journal of Nuclear Medicine**. Vol. 53, Issue supplement 1 May 2012.

STABIN, M.; WATON, 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. **Ralatório técnico ORNL/TM – 12907 Oak Ridge**, Tenn. USA, p.156, jun, 1995.

TONG, A. K., KAO, Y. H., TOO, C. W., CHIN, K. F., NG, D. C., CHOW, P. K. Yttrium-90 hepatic radioembolization: clinical review and current techniques in interventional radiology and personalized dosimetry. **The British Journal of Radiology**, v. 89, n. 1062, p. 20150943, 2016.

VAZQUEZ, J. A., DING, A., HALEY, T., CARACAPPA, P. F., XU, X. G. A dose-reconstruction study of the 1997 sarov criticality accident using animated dosimetry techniques**. Health Physics**, v. 106, n. 5, p. 571–582, 2014.

VAZQUEZ, J. A.; CARACAPPA, P. F.; XU, X. G. Development of posture-specific computational phantoms using motion capture technology and application to radiation dose- reconstruction for the 1999 Tokai-Mura nuclear criticality accident. **Physics in Medicine andBiology**, v. 59, n. 18, p. 5277–5286, 2014.

VIEIRA, J. W. **Monte Carlo: um software para uso em avaliações dosimétricas das radiações ionizantes**. Recife: Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco, 2017.

VIEIRA, J. W. **Construção de Um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos dosimétricos Utilizando o Código EGS4 e Fantomas de Voxels.** 2004. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de energia nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2004.

VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. A software to digital image processing to be used in the voxelphantom development. **Cellular and Molecular Biology**, v. 55, n. 3, p. 16-22, 2009.

WEBER, M., LAM, M., CHIESA, C., KONIJNENBERG, M., CREMONESI, M., FLAMEN, P., HERRMANN, K. EANM procedure guideline for the treatment of liver cancer and liver metastases with intra-arterial radioactive compounds. **European journal of nuclear medicine and molecular imaging**, v. 49, n. 5, p. 1682-1699, 2022.

WILLIAMS, G.; ZANKL, M.; VEIT, W. A.; R.; DREXLER, G. The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and monte Carlo methods. **Phys. Med. Biol**, v. 31, n. 4, p. 347–354, 1986.

WRIGHT, C. L., ZHANG, J., TWEEDLE, M. F., KNOPP, M. V., HALL, N. C. Theranostic imaging of Yttrium-90. **BioMed research international**, v. 2015, 2015.

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**., v. 59, 2014.

YAMAGA, L. Y. I. **GUIDELINE PARA RADIOEMBOLIZAÇÃO HEPÁTICA COM MICROESFERAS MARCADAS COM ÍTRIO-90**.

YEOM, Y. S., KIM, H. S., NGUYEN, T. T., CHOI, C., HAN, M. C., KIM, C. H., CHUNG, B. S. New small-intestine modeling method for surface-based computational human phantoms. **Journal of Radiological Protection**, v. 36, n. 2, p. 230, 2016.

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**. Physicsin Medicine and Biology,** vol. 54, No. 19, 2009.