

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE**

Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

PEDRO HENRIQUE AVELINO DE ANDRADE

**CONSTRUÇÃO E VOXELIZAÇÃO DE UM FANTOMA MESH
MASCULINO ADULTO COM MACRO CIRCULAÇÃO E
VASOS LINFÁTICOS**

Orientador: Prof. Dr. Fernando R. de Andrade Lima

Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira

Recife, PE

Fevereiro, 2018

PEDRO HENRIQUE AVELINO DE ANDRADE

**CONSTRUÇÃO E VOXELIZAÇÃO DE UM FANTOMA MESH
MASCULINO ADULTO COM MACRO CIRCULAÇÃO E
VASOS LINFÁTICOS**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação
em Tecnologias Energéticas e Nucleares para
obtenção do título de Doutor em Ciências, Área
de Concentração: Dosimetria e Instrumentação
Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Fernando R. de Andrade Lima

Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira

Recife, PE

Fevereiro, 2018

Catálogo na fonte
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

- A553c Andrade, Pedro Henrique Avelino de.
Construção e voxelização de um fantoma mesh masculino adulto com macro circulação e vasos linfáticos. / Pedro Henrique Avelino de Andrade. - Recife: O Autor, 2018.
84 f. : il., tabs.
- Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima.
Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira.
- Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2018.
Inclui referências e apêndice.
1. Fantoma de malha poligonal. 2. Modelagem 3D. 3. Voxelização. 4. Dosimetria. 5. Modelo computacional de exposição. I. Lima, Fernando Roberto de Andrade, orientador. II. Vieira, José Wilson, coorientador. III. Título.

CDD 621.48 (21. ed.)

UFPE
BDEN/2018-17

Construção e Voxelização de um Fantoma Mesh Masculino Adulto com Macro Circulação e Vasos Linfáticos

Pedro Henrique Avelino de Andrade

APROVADA EM: 21.02.2018

ORIENTADOR: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. José Wilson Vieira

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima – CRCN-NE/CNEN

Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira – DEN/UFPE

Prof. Dr. Silvio de Barros Melo – CIN/UFPE

Prof. Dr. Vanildo Júnior de Melo Lima – DA/UFPE

Prof. Dr. Borko Stosic – DEINFO/UFRPE

Prof. Dr. José Wilson Vieira – IFPE/POLI/UE

Visto e permitida a impressão

Coordenador(a) do PROTEN/DEN/UFPE

Para Tatiane e Maria

AGRADECIMENTOS

Sou grato a Deus pela minha família. Agradeço a Dona Mãe, Biel, Dona Vó (e a Seu Zé Lopes), tia Aninha, tio Cardinho e tio Carlos por todo amor e carinho que deles tenho recebido.

Agradeço a Tatiane Andrade, por seu carinho e MUITA dedicação. Obrigado por “estar fabricando” a nossa Maria. Longos anos nos esperam.

Ao meu orientador, Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima, agradeço pela oportunidade de realizar esse trabalho sob sua orientação e tutela.

Ao PROFESSOR (segundo ele mesmo, seu maior título) José Wilson Vieira por sua generosa coorientação. Não tenho palavras para agradecer sua disposição e sua amizade ao longo desses anos.

Aos professores que fizeram parte do comitê de acompanhamento desse trabalho: Borko Stosic, Carlos Brayner, Silvio Melo, Vanildo Lima, Viriato Leal. Agradeço por todas as contribuições.

Aos colegas do GDN: Alex Cristóvão, Arykerne Casado, Igor Vieira, Isabelle Lacerda, Ivan Eufrazio, José de Melo, Manuela Monteiro, Patrícia Neves, Renata Farias.

Aos colegas do Centro Acadêmico do Agreste pelos anos de companheirismo: Washington de Lima, Gustavo Camelo Neto, Elder Vasconcelos, Eduardo Novaes, Clessio Leão, Fábio Ribeiro, Agilson Nascimento.

Aos amigos: Danilo, Fê, Hildson e Katarina (+Davi), Ligia & cia, RobEli, Suzi, Felipe e Ariane Clara, Paulo e Ariane (não-Clara), Mário e Lana, Hugo e Ray, Mael e Bruna. Obrigado pelos momentos compartilhados.

Ao amigo mais chegado que um irmão: Paulo Guerra. “Minha torcida é tua”!

As irmãs e irmãos que tem compartilhado da Vida reunidos como Manguê. A Esperança é um dom.

Ao verbo, que se fez carne e habitou entre nós. Pois Dele, por Ele e para Ele são todas as coisas.

CONSTRUÇÃO E VOXELIZAÇÃO DE UM FANTOMA MESH MASCULINO ADULTO COM MACRO CIRCULAÇÃO E VASOS LINFÁTICOS

Autor: Pedro Henrique Avelino de Andrade

Orientadores: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima e Prof. Dr. José Wilson Vieira

RESUMO

No estudo das radiações ionizantes é comum o uso de Modelos Computacionais de Exposição (MCEs) como uma maneira não invasiva de estimar a dose de radiação ionizante em certo tecido exposto. Um MCE é composto por três partes: Um simulador antropomórfico, comumente referenciado por pesquisadores em dosimetria numérica pelo termo "Fantoma" (um estrangeirismo da palavra inglesa *phantoms*); um código Monte Carlo (MC) que simula a interação da radiação com a matéria; e por último, o algoritmo para simular a fonte de radiação ionizante. Nessa Tese foi desenvolvido um fantoma de malha poligonal masculino adulto contendo macro circulação e vasos linfáticos através de técnicas de modelagem 3D. A principal motivação para a escolha de um fantoma de malha é a relativa facilidade de acesso aos meios necessários para o seu desenvolvimento. Enquanto que para fantasmas tomográficos seriam necessários um grande número de imagens médicas, os modelos de malha podem ser construídos a partir de objetos 3D muito menos complexos. As técnicas de acoplamento de fantasmas de malha a códigos MC ainda são recentes e pouco referenciadas na literatura. Afim de preparar o fantoma para o acoplamento em códigos MC robustos optou-se por voxelizá-lo e para isso foram desenvolvidas ferramentas computacionais apropriadas. Os vasos sanguíneos e linfáticos foram inseridos nesse fantoma devido a intenção de utilizá-lo em exames de medicina nuclear que utilizam tais órgãos como fonte (ex.: linfo cintilografia).

Palavras-chave: Fantoma de malha poligonal. Modelagem 3D. Voxelização. Dosimetria. Modelo computacional de exposição.

CONSTRUCTION AND VOXELIZATION OF AN ADULT MALE MESH PHANTOM WITH MACRO CIRCULATION AND LYMPHATIC VESSELS

Author: Pedro Henrique Avelino de Andrade

Advisors: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima e Prof. Dr. José Wilson Vieira

ABSTRACT

In studies of ionizing radiation it is common to use Exposure Computational Model (ECMs) as a noninvasive way of estimating the dose of ionizing radiation in certain exposed tissue. An ECM is composed of three parts: an anthropomorphic simulator, commonly referenced by researchers in numerical dosimetry by the term "Phantoms"; a Monte Carlo (MC) code that simulates the interaction of radiation with matter; and finally, the algorithm to simulate the source of ionizing radiation. In this thesis was developed an adult male polygonal mesh phantom composed by macro circulation and lymphatic vessels through 3D modeling techniques. The main motivation for choosing a mesh phantom is the relative ease of access to the means necessary for its development. While for tomographic phantoms a large number of medical images would be required, mesh models can be constructed from much less complex 3D objects. The coupling techniques of mesh phantoms to MC codes are still recent and poorly referenced in the literature. In order to prepare the phantom for the coupling in robust MC codes it was decided to voxelize it and for this, appropriate computational tools were developed. The blood and lymphatic vessels were inserted into this phantom because of the intention to use it in nuclear medicine exams that use such organs as a source (e.g. lymph scintigraphy).

Keywords: Polygon mesh phantom. 3d modeling. Voxelization. Dosimetry. Exposure computational model.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Fantoma físico Alderson Rando	18
Figura 2 – Vista frontal do fantoma matemático MIRD-5.....	20
Figura 3 – Vista frontal dos fantasmas estilizados ADAM e EVA.....	20
Figura 4 - Relação entre pixel (2D) e voxel (3D).....	21
Figura 5 – Fantoma MAX	23
Figura 6 – Fantoma FAX.....	23
Figura 7 – Fantasmas de referência da ICRP baseados nos dados da ICRP 89.....	24
Figura 8 – Família Virtual	26
Figura 9 - Fantasmas antropomórficos masculinos modificados em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura.....	27
Figura 10 - Fantasmas MCAT e NCAT.....	28
Figura 11 - Fantoma híbrido tronco-cardíaco humano (XCAT) e fantoma de rato (MOBY)..	28
Figura 12 - Primeiras imagens geradas por computador da história.	34
Figura 13 - Objetos Low-Poly e High-Poly	35
Figura 14 – Primeira parte da coleção de objetos 3D adquiridos.....	38
Figura 15 - Segunda parte da coleção de objetos 3D adquiridos.....	39
Figura 16 - Última parte da coleção de objetos 3D adquiridos	40
Figura 17 - Tecido Muscular antes de unificar os 141 subobjetos	42
Figura 18 - Tecido Muscular após o uso da ferramenta <i>attach</i>	43
Figura 19 - Vasos sanguíneos comprados	43
Figura 20 - Posições do corpo humano	44
Figura 21 - Tecido ósseo e <i>bones</i> do braço	45
Figura 22 - Skinning do tecido ósseo	46
Figura 23 - Skinning tecido muscular	47
Figura 24 - Tecido ósseo após skinning realizada.....	48
Figura 25 - Tecido ósseo em diversas posições.....	49
Figura 26 - Edição e Mapeamento de Material	50
Figura 27 - Pulmões do fantoma MARTIN.....	51
Figura 28 - Pontos e arestas dos pulmões do fantoma MARTIN.....	53
Figura 29 - Superfície e volume dos pulmões do fantoma MARTIN	54
Figura 30 - Janela do Software DIP.....	55

Figura 31 - Menu Fundamentos do software DIP utilizado para a realização de trocas de ids de uma pilha SGI.....	56
Figura 32 - Menu Adições utilizado para unir N pilhas SGI com base em uma lista ordenada de ids	57
Figura 33 - Menu Estudos, utilizado para unir pilhas SGI com mesma dimensão e mesmo nome-base.....	57
Figura 34 - Menu Estudos utilizado para realizar ajustes determinísticos em estruturas de uma pilha SGI.....	58
Figura 35 – Sistema Respiratório	60
Figura 36 – Algumas estruturas do Sistema Digestório	61
Figura 37 - Sistema Circulatório (Sanguíneo).....	62
Figura 38 - Sistema Circulatório (Linfático)	63
Figura 39 - Órgãos do Sistema Urogenital	64
Figura 40 - Relação espacial entre os sistemas urinário e reprodutor	64
Figura 41 - Sistema Esquelético	65
Figura 42 - Sistema nervoso	66
Figura 43 - Sistema Tegumentar (Pele).....	67
Figura 44 - Outras estruturas	67
Figura 45 - Correção do tecido ósseo voxelizado	68
Figura 46 - Correção do sistema muscular voxelizado.....	69
Figura 47 - Vasos sanguíneos e linfáticos voxelizados	70
Figura 48 - Sistemas respiratório e digestório voxelizados.....	71
Figura 49 – Sistema Urinário e reprodutivo voxelizado.....	71
Figura 50 - Pele, ossos e sistema nervoso voxelizados	72
Figura 51 - Seções transversais do fantoma MARTIN voxelizado.....	72
Figura 52 - Seções frontais do fantoma MARTIN voxelizado.....	73
Figura 53 - Seções sagitais do fantoma MARTIN voxelizado.....	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação dos órgãos e tecidos do fantoma MARTIN com os dados da ICRP 89.	84
Tabela 2 - Estruturas ósseas do fantoma MARTIN.....	85

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BREP	Boundary Representation Phantom
CGI	<i>Computer Generated Imagery</i>
CT	Computed Tomography
EGSnrc	Electron Gamma Shower by National Research Council of Canada
GDN	Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRP-AF	ICRP Adult Female
ICRP-AM	ICRP Adult Male
ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação
IFPE	Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco
LDN-IFPE	Laboratório de Dosimetria Numérica
FACEPE	Fundação de Amparo a Ciência e Tecnologia de Pernambuco
FASH	Female Adult Mesh
FAX	Female Adult Voxel
MARTIN	<u>M</u> ale <u>A</u> ult with Macro <u>C</u> irculation and Lymphatic <u>V</u> essels <u>P</u> hantom
MASH	Male Adult Mesh
MAX	Male Adult Voxel
MC	Monte Carlo
MCEs	Modelos Computacionais de Exposição
MIRD-5	Medical Internal Radiation Dose Committee, pamphlet n. 5
MRI	Magnetic Resonance Imaging
NORMAN	Noramalized Man
NURBS	Non-Uniform Rational Basis Spline
ORNL	Oak Ridge National Laboratory
SGI	Simulações Gráficas Interativas

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 Modelos Computacionais de Exposição.....	17
2.1.1 Fantomas.....	17
2.1.1.1 <i>Fantomas Físicos</i>	18
2.1.1.2 <i>Fantomas Computacionais</i>	18
2.1.1.3 <i>MCE Desenvolvidos com Colaboração de Pesquisadores do GDN</i>	29
2.1.2 Fontes Radioativas.....	31
2.1.3 Código Monte Carlo	32
2.2 Modelagem de Objetos 3D	33
2.2.1 Imagens Geradas por Computador	33
2.2.2 Modelagem de Malhas Poligonais.....	34
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
3.1 Equipamentos e Softwares.....	37
3.2 Objetos 3D adquiridos	37
3.3 Desenvolvimento do Fantoma de Malha	40
3.3.1 Superfície de polígono editável	41
3.3.2 Rigging e Skinning do fantoma de malha	44
3.3.3 Edição de Materiais para visualização do Fantoma de malha	49
3.4 Voxelização de Fantomas MESH	50
3.4.1 Conversão de Arquivos OBJ para TXT.....	51
3.4.2 Conversão de Arquivo TXT para “n” Fantomas SGI.....	52
3.4.3 Criação do Objeto para MARTIN.sgi.....	54
3.4.4 Ajuste de Massas dos Órgãos e Tecidos.....	57
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	59
4.1 Órgãos e Tecidos do Fantoma MARTIN.....	59
4.1.1 Sistema Respiratório.....	59
4.1.2 Sistema Digestório.....	60
4.1.3 Sistema Circulatório	61

4.1.3.1 <i>Macro circulação Sanguínea</i>	61
4.1.3.2 <i>Sistema Linfático</i>	62
4.1.4 Sistema Urinário e Reprodutor	63
4.1.5 Sistema Esquelético	65
4.1.6 Sistema Nervoso	65
4.1.7 Sistema Tegumentar (Pele).....	66
4.1.8 Outras estruturas	66
4.2 Método de voxelização desenvolvido.....	68
4.3 Fantoma Voxelizado	69
5 CONCLUSÃO.....	74
6 PERSPECTIVAS	75
<u>REFERÊNCIAS</u>	76
<u>APÊNDICE A - ESTRUTURAS DO FANTOMA MARTIN</u>	84

1 INTRODUÇÃO

No estudo das radiações ionizantes é comum que pesquisadores e técnicos façam uso de simulações computacionais como uma forma não invasiva de estimar a dose em tecidos expostos a esse tipo de radiação.

A dosimetria numérica é uma área de pesquisa na qual se utilizam Modelos Computacionais de Exposição (MCEs) para estimar a dose absorvida por seres vivos expostos de alguma maneira à radiação ionizante (exames médicos, acidentes, etc.). Isso se faz necessário pois, em geral, em casos reais não é possível medir diretamente a dose absorvida pelo corpo após a exposição. Podem ser feitas medidas indiretas utilizando detectores de radiação (dosímetros), porém tais medidas são praticamente restritas a localizações na superfície do corpo, excluindo, portanto, a maioria dos órgãos e tecidos radiosensíveis deste método de avaliação da dose.

Diversos avanços recentes¹ na imagiologia médica tornaram possível o desenvolvimento de simuladores antropomórficos. Tais simuladores, que podem ser físicos ou computacionais, são denominados de fantomas (um estrangeirismo da palavra inglesa *phantoms*) e são utilizados na modelagem do transporte e interação da radiação ionizante com a matéria. O desenvolvimento desses fantomas antropomórficos foi fundamental para o aperfeiçoamento dos MCE.

Um MCE é composto por: uma geometria a ser irradiada, um código Monte Carlo (MC) para simular a interação da radiação com a matéria e um algoritmo que simule a fonte de radiação. Neste trabalho, será apresentada a metodologia para o desenvolvimento de um fantoma de malha masculino denominado de *Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom (MARTIN).*

Além do desenvolvimento do MARTIN por meio de modelagem 3D de malhas poligonais, apresenta-se nesse trabalho uma nova metodologia para voxelizar fantomas de malha, tanto os de malha poligonais quanto os fantomas do tipo *Non-Uniform Rational Basis Spline* (NURBS).

¹ A ultrassonografia foi desenvolvida na década de 1950, enquanto que a tomografia computadorizada em meados de 1970 e a ressonância magnética na década de 1980.

Os objetivos específicos desse trabalho são:

- Desenvolver um fantoma de malha poligonal masculino adulto contendo macro circulação e vasos linfáticos por meio de técnicas de modelagem 3D;
- Desenvolver e aperfeiçoar técnicas que viabilizem a voxelização do fantoma;
- Obter um fantoma voxelizado contendo macro circulação e vasos linfáticos;

2 REVISÃO DE LITERATURA

Essa revisão foi dividida em duas seções: modelos computacionais de exposição (MCEs) e modelagem de malhas poligonais.

A primeira parte inclui uma revisão a respeito de fantasmas antropomórficos com ênfase nos fantasmas computacionais encontrados na literatura; uma breve discussão a respeito dos algoritmos das fontes radioativas desenvolvidas pelo GDN (Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica) e um breve resumo a respeito de códigos Monte Carlo.

Na segunda parte, é apresentada uma breve introdução a respeito das principais técnicas e ferramentas da modelagem de malhas poligonais.

2.1 Modelos Computacionais de Exposição

Medidas diretas com detectores de radiação para estimar a distribuição de dose pelos órgãos e tecidos radiosensíveis de pessoas submetidas a radiações ionizantes são ineficientes, pois essas medidas são praticamente restritas a localizações na superfície do corpo, excluindo, portanto, a maioria dos órgãos e tecidos radiosensíveis deste método de avaliação da dose. Um método que tem se mostrado mais eficiente é realizar simulações utilizando um MCE. Tais modelos são compostos, fundamentalmente, por três elementos: um simulador antropomórfico (fantoma), um código MC e um algoritmo para simular a fonte radioativa (VIEIRA et al., 2013). Nas seções seguintes são descritos, em detalhes, cada um desses elementos.

2.1.1 Fantasmas

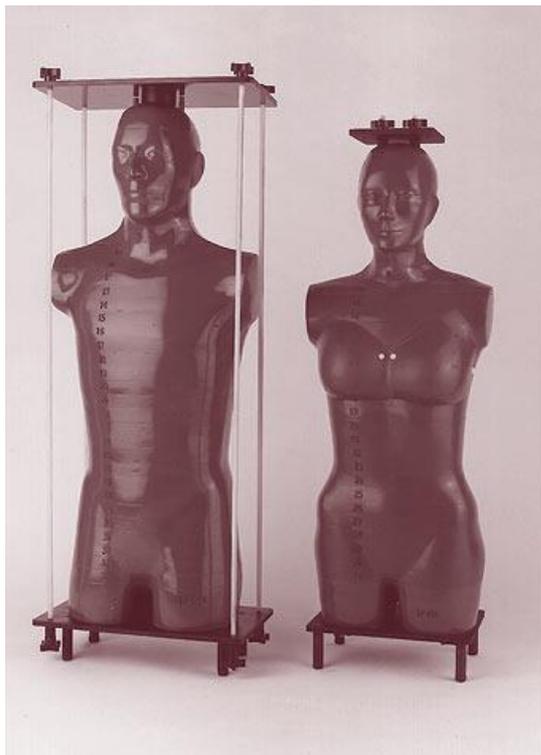
Fantomas são representações físicas ou virtuais, utilizadas para simulações de transporte da radiação ionizante na avaliação da dose absorvida por órgãos e tecidos radiosensíveis (VIEIRA, 2004). Os simuladores antropomórficos utilizados pela comunidade científica dividem-se em dois grandes grupos: fantasmas físicos e fantasmas computacionais.

2.1.1.1 *Fantomas Físicos*

Os primeiros fantomas físicos foram desenvolvidos utilizando materiais e tipos variados de radiação. Alguns exemplos são: Fantomas homogêneos de água (SPIERS, 1956) e de cera (SPIERS; OVERTON, 1963) irradiados por feixes unidirecionais de radiação gama; modelos terapêuticos de exposição, onde fantomas físicos homogêneos eram irradiados com feixes paralelos de fótons (DELAFIELD, 1966).

Dentre os fantomas físicos antropomórficos existentes o “Alderson Rando Phantom” (ou simplesmente Alderson Rando) é, provavelmente, o mais conhecido (ver Figura 1). Esse simulador físico é bastante aceito como uma boa opção para simulações do corpo humano. O Alderson Rando é constituído de um esqueleto envolvido por um polímero cujas características químicas e físicas são equivalentes ao tecido mole (ALDERSON et al., 1962).

Figura 1 - Fantoma físico Alderson Rando



Fantomas Alderson Rando masculino (à esquerda) e feminino (à direita). Fonte: Radiology Support Devices (2018)

2.1.1.2 *Fantomas Computacionais*

Os fantasmas computacionais existentes são categorizados em: fantasmas matemáticos (ou estilizados), fantasmas de Voxel (ou tomográficos) e fantasmas BREP (sigla do inglês Boundary Representation Phantom).

Fantomas Matemáticos

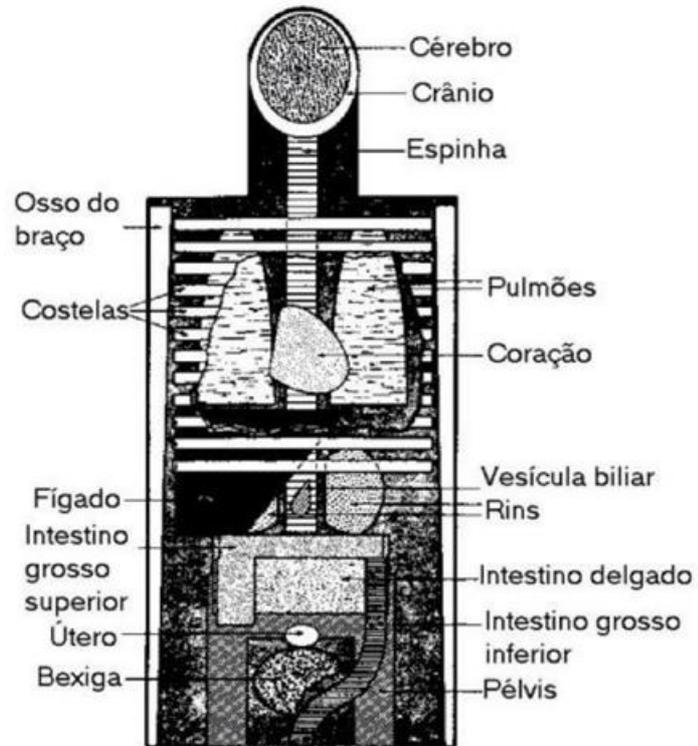
Os fantasmas matemáticos foram os primeiros fantasmas computacionais a serem desenvolvidos (FISHER e SNYDER, 1967). Nesse tipo de fantoma, o tamanho, a forma do corpo e os seus órgãos e tecidos são descritos por expressões matemáticas representando combinações e interseções de planos, cilindros circulares e elípticos, esferas, cones e toros (VIEIRA, 2004).

No mesmo período da elaboração do relatório nº 23 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP 23, 1975) o ORNL (Oak Ridge National Laboratory) desenvolveu o que desde então ficou conhecido como o fantoma MIRD-5 (Medical Internal Radiation Dose Committee, pamphlet n. 5) (SNYDER et al., 1978) que representa um adulto, sem sexo definido, com testículos, ovários e útero, porém sem as mamas (ver Figura 2). Este fantoma foi a base para várias derivações representando crianças e adolescentes de várias idades (HWANG et al., 1975; 1976a; 1976b; 1976c; JONES et al., 1976; DEUS; POSTON, 1976; CRISTY, 1980), adultos com sexo definido, como o ADAM e a EVA (KRAMER et al., 1982) mostrados na Figura 3; e uma mulher grávida (STABIN et al., 1995). As características desses fantasmas matemáticos estão de acordo com os dados do homem e da mulher de referência da ICRP 23. Esses fantasmas desenvolvidos a partir do MIRD-5 acoplados a códigos Monte Carlo representaram modelos computacionais de exposição que permitiam determinar os CCs (coeficientes de conversão²) para todos os órgãos e tecidos radiosensíveis tabelados pela ICRP 23.

Embora as características desses modelos estilizados tenham servido para realizar avaliações dosimétricas, para uma boa representação do corpo humano não basta que as massas e volumes dos órgãos e tecidos estejam de acordo com o homem e a mulher de referência. Uma característica importante e que é representada de uma maneira demasiadamente simplista por esses modelos é a geometria das formas do corpo inteiro e dos órgãos individuais.

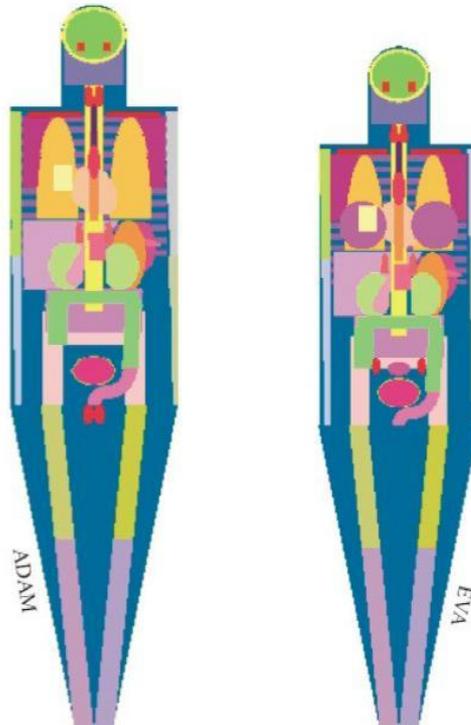
² Razão entre grandezas de proteção e quantidades mensuráveis (como, por exemplo, Kerma no ar).

Figura 2 – Vista frontal do fantoma matemático MIRD-5.



Fonte: SNYDER et al. (1978)

Figura 3 – Vista frontal dos fantasmas estilizados ADAM e EVA.



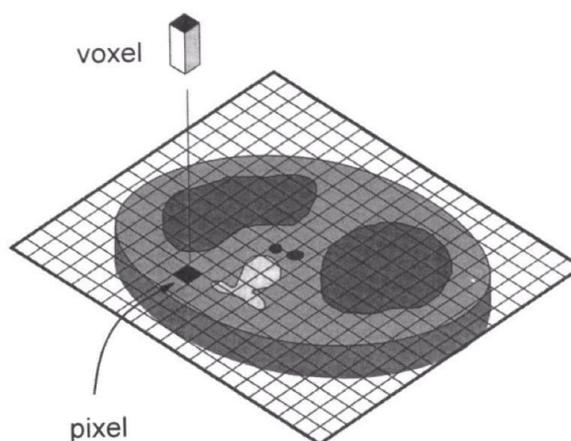
Fonte: KRAMER et al. (1982)

Fantomas de Voxel

O desenvolvimento de modelos anatomicamente mais realistas era desejável, porém difícil de se obter até o início da década de 1980, quando surgiram tecnologias que viabilizaram computadores mais potentes em termos de processamento, memória RAM e capacidade de armazenamento. Para se ter uma perspectiva histórica do nível tecnológico que estava disponível para pesquisadores no início da década de 80 do século XX, em 1979 Godfrey Hounsfield, da Grã-Bretanha, e Allan Cormack, dos Estados Unidos, receberam o Prêmio Nobel de Medicina “pelo desenvolvimento da tomografia computadorizada assistida” (Nobel Prize, 1979).

As imagens de Tomografias Computadorizadas (ou CT, do inglês Computed Tomography) e de Ressonância Magnética (ou MRI, do inglês Magnetic Resonance Imaging) correspondem a uma seção transversal no paciente (2D), que representa uma fatia tridimensional (3D) deste. A matriz 2D de pixels (picture elements) nas imagens CT e MRI correspondem a um número igual de voxels no paciente. Os voxels têm uma dimensão a mais que os pixels que corresponde à espessura da fatia, como mostra a Figura 4; apesar disso, a área de uma seção transversal do voxel é igual à área do pixel (BUSHBERG et al., 2002). A dimensão em pixels de cada imagem 2D depende da resolução escolhida durante a operação de varredura para obtenção do conjunto original de imagens. Tipicamente, estas imagens são quadradas, contendo 512 x 512 pixels.

Figura 4 - Relação entre pixel (2D) e voxel (3D)



Cada pixel na imagem CT corresponde a um voxel no paciente. O voxel tem as duas dimensões do pixel, no plano da imagem, e a terceira dimensão representa a espessura da fatia. Fonte: BUSHBERG et al. (2002)

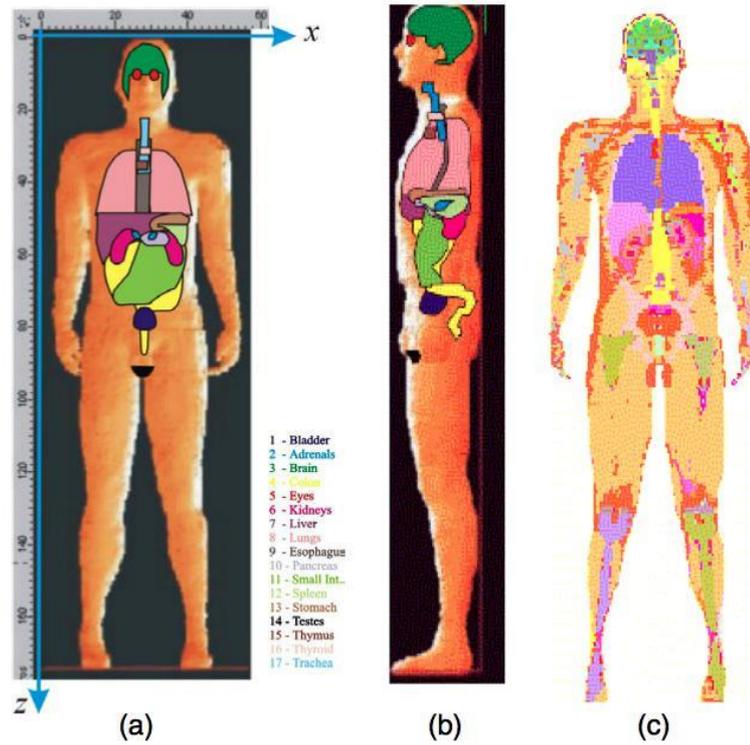
Na construção de um fantoma de voxel é necessário realizar um tratamento adequado na pilha de imagens originais de modo que elas fiquem ideais para o uso em dosimetria numérica. Quase sempre é necessário segmentar a imagem e depois disso é natural que ela seja classificada, o que significa dizer que a cada região da imagem deve-se atribuir números identificadores (IDs) e em seguida relacionar estes IDs com uma tabela de cores do sistema operacional ou do usuário. Além disso, muitas vezes é necessário reamostrar as imagens, que significa reduzi-las ou ampliá-las de acordo com fatores que envolvem as dimensões antigas e as novas.

Através de pilhas de imagens de corpo inteiro e de órgãos e tecidos de pacientes reais obtidas por CT ou por MRI, foram construídos os primeiros fantasmas antropomórficos de voxels (GIBBS et al., 1984; WILLIAMS et al., 1986). A seguir, foram desenvolvidos modelos para crianças (VEIT et al., 1989) e uma versão “voxelizada” do fantoma físico Alderson-Rando (VEIT et al., 1992).

Entre 1994 e 1995, Zubal e colaboradores (ZUBAL et al., 1994, 1996) segmentaram imagens CT e MRI de um paciente varrido da cabeça à metade das coxas. Em 1995, o fantoma NORMAN (Normalized Man), que foi construído a partir de imagens MRI de um voluntário saudável, teve os voxels reamostrados de modo que a massa do fantoma fosse igual a 70 kg e a altura igual a 170 cm, isto é, a massa e a altura do homem de referência da ICRP 23 (DIMBYLOW, 1996). Em 1997, Caon e colaboradores desenvolveram um fantoma de voxels de uma menina de 14 anos (CAON et al., 1997). Xu e colaboradores, em 2000, segmentaram fotografias coloridas do Homem Visível (SPITZER; WHITLOCK, 1998) para a construção do fantoma VIPMAN (XU et al., 2000). E, em 2001, Saito e colaboradores segmentaram um conjunto de imagens CT do corpo inteiro de um paciente cujas dimensões externas estavam em boa concordância com o homem de referência japonês (TANAKA et al., 1989).

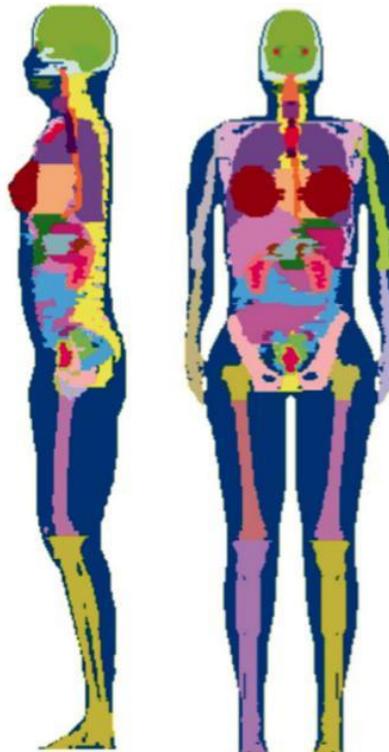
Foi a partir do fantoma VOXTISS8, desenvolvido por Zubal e colaboradores (ZUBAL, 2017), que nos anos de 2003 e 2004, após a publicação da ICRP 89, Kramer e colaboradores (KRAMER et al., 2003; 2004) desenvolveram os fantasmas MAX (Male Adult Voxel) e FAX (Female Adult Voxel) (Figura 5 e Figura 6, respectivamente) cujas massas e densidades dos órgãos estão de acordo com o relatório 89 da ICRP. Em 2006, a fim de melhorar a compatibilidade do MAX e FAX com as recomendações da ICRP 103, foram adicionados 6 novos órgãos e tecidos a esses simuladores antropomórficos culminando no desenvolvimento dos fantasmas MAX06 e FAX06 (KRAMER et al., 2006).

Figura 5 – Fantoma MAX



Vistas (a) frontal, (b) lateral e (c) corte no plano central do fantoma de voxel MAX. Fonte: KRAMER et al. (2003)

Figura 6 – Fantoma FAX



Vistas frontal e lateral com esqueleto e órgãos internos. Fonte: KRAMER et al., 2004

A publicação 103 da ICRP definiu formalmente que os fantomas utilizados em dosimetria numérica devem ser fantomas de voxel (ICRP 23, 1975) e em 2010, foram introduzidos dois modelos oficiais representando o homem e a mulher adultos de referência da ICRP, mostrados na Figura 7, nomeados ICRP-AM e ICRP-AF respectivamente.

Por ser uma representação mais realista do corpo humano, a estrutura destes fantomas permite avaliar a energia depositada a nível de voxels, o que se torna importante no caso de acidentes radioativos, quando é de interesse saber a localização da dose máxima.

Os fantomas tomográficos representam um grande avanço no que diz respeito à representação humana para fins dosimétricos, porém possui limitações quanto à resolução do voxel para segmentação correta de um determinado órgão/tecido, por exemplo. Além disso, eles permanecem fixos para uma anatomia e resolução particular. Estudos sobre os efeitos das variações anatômicas ou movimento em imagens médicas podem ser limitados, e a geração de fantomas em outras resoluções requer interpolação, o que acaba introduzindo erros (SEAGARS e TSUI, 2010).

Figura 7 – Fantomas de referência da ICRP baseados nos dados da ICRP 89



Vista frontal do Homem de referência (à esquerda) e da Mulher de referência (à direita) da ICRP. Fonte ICRP 103 (2009)

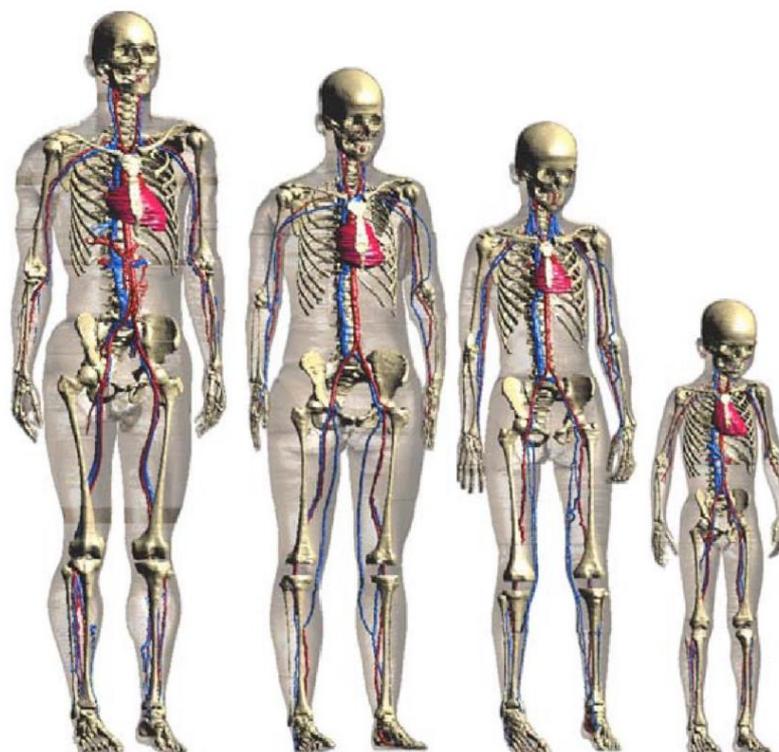
Fantomas BREP

Os modelos de geometria do tipo Representação por Fronteira ou BREP (Boundary Representation) são fantomas baseados em técnicas avançadas para manipulação de geometrias e podem ou não utilizar imagens médicas para auxiliar no desenvolvimento dos fantomas. Um tipo de BREP são os chamados fantomas híbridos, que são baseados em imagens médicas, mesclando modelagem 3D com fantomas tomográficos, proporcionando mais realismo e flexibilidade em representar variações anatômicas. Os fantomas híbridos são construídos a partir de superfícies NURBS (Non-Uniform Rational Basis Spline) e/ou de malhas poligonais.

As malhas poligonais ficaram conhecidas no âmbito do desenvolvimento de fantomas pelo seu termo em inglês *polygon mesh* (ou simplesmente *mesh*). Essas superfícies são usadas para descrever os limites dos órgãos internos e do contorno exterior do corpo.

Em BREP, o interesse maior é a possibilidade da modificação da geometria, que pode ser ajustada de acordo com o intuito do trabalho. Outra característica tida como vantajosa nesse tipo de fantoma é que, além de poder utilizar como base um fantoma de referência pré-existente, os pesquisadores podem fazer uso de dados encontrados na literatura (como atlas de anatomia humana) e de objetos 3D disponibilizados comercialmente. Uma das principais desvantagens da representação por fronteiras é que os códigos atuais para simulação da radiação com a matéria ainda apresentam dificuldades em aceitar o acoplamento dos modelos antropomórficos representados por superfícies NURBS/MESH, sendo necessário voxelizar estes fantomas para realizar as simulações (LEE et al., 2010; CARACAPPA et al., 2014).

CHRIST e colaboradores (2010) construíram dois fantomas adultos e dois fantomas de crianças, um de seis anos e outro de onze anos, a partir de imagens MRI de corpo inteiro de indivíduos saudáveis feitas exclusivamente com a finalidade de gerar essa família de fantomas híbridos (de malha). Como o acoplamento de fantomas de malha aos códigos MC modernos ainda não é eficiente, os fantomas de malha desenvolvidos por Christ e colaboradores foram voxelizados para a obtenção do fantoma final. A Figura 8 mostra os fantomas da Família Virtual, construídos por eles.

Figura 8 – Família Virtual

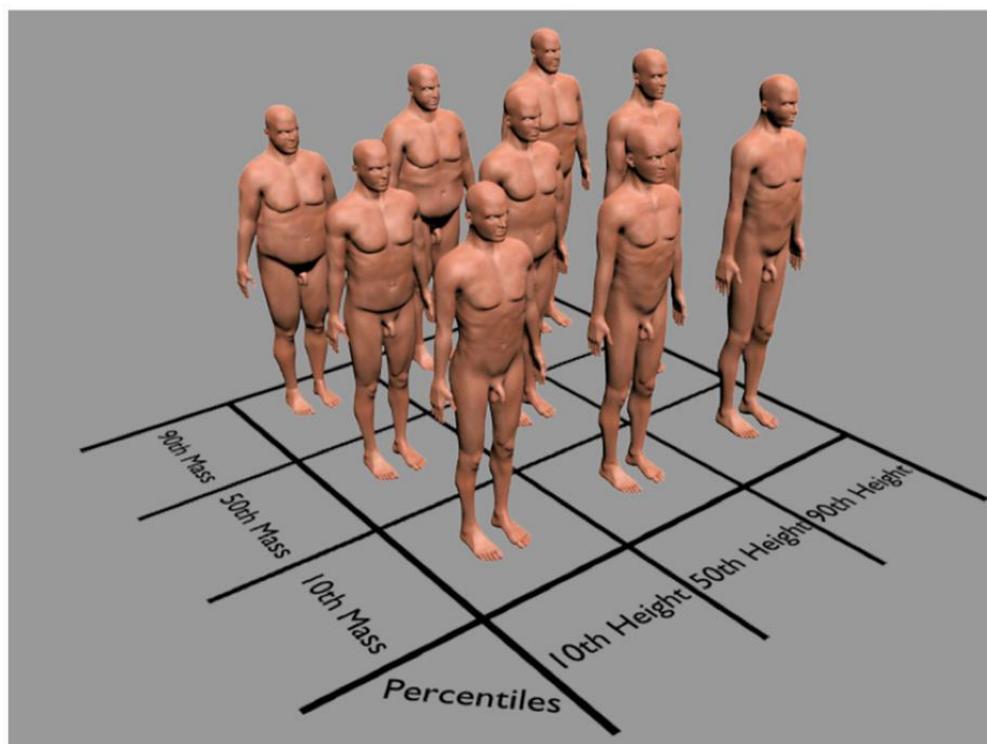
Fonte: CRIST et al. (2010)

Os modelos desenvolvidos por Zhang e colaboradores (ZHANG et al., 2008) e por Cassola (2011) são fantomas mesh que representam adultos dos gêneros Masculino e Feminino e possuem as massas ajustadas, com bom grau de precisão, aos valores da ICRP89 para os indivíduos de referência.

Uma série de 40 fantomas antropomórficos masculinos e femininos modificados foi desenvolvida por Cassola e colaboradores (CASSOLA et al., 2011). Os fantomas foram desenvolvidos por modelagem poligonal, em que quatro fantomas (dois modelos para cada gênero) em posições ortostática e supina são considerados como “padrão”; e 36 fantomas antropométricos (18 modelos para cada gênero nas posições ortostática e supina) com percentis modificados de estatura e massa corporal.

A Figura 9 mostra imagens de nove fantomas antropomórficos masculinos de pé em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura.

Figura 9 - Fantomas antropomórficos masculinos modificados em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura.

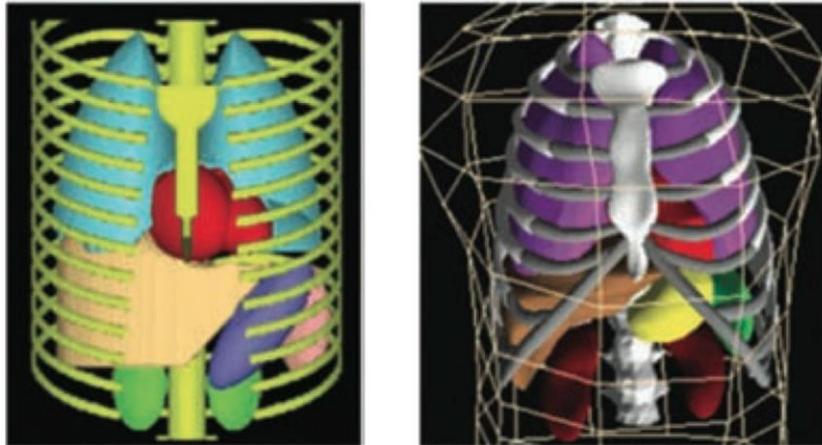


Fonte: CASSOLA et al. (2011)

Estes modelos são baseados em superfícies NURBS ou malhas poligonais e têm sido utilizados para exposições de corpo inteiro e exposições em radiologia utilizando o programa Caldose_X (KRAMER et al., 2008).

O grupo da escola de medicina da Universidade Duke (Durham, USA) tem se destacado na construção de fantomas híbridos para uso em pesquisa médica. A Figura 10 e a Figura 11 mostram a evolução dos fantomas computadorizados na direção de fantomas computacionais híbridos mais realistas e flexíveis com o desenvolvimento do tronco-cardíaco matemático (MCAT), o tronco-cardíaco baseado em NURBS (NCAT), tronco-cardíaco estendido (XCAT) e o rato de corpo inteiro (MOBY).

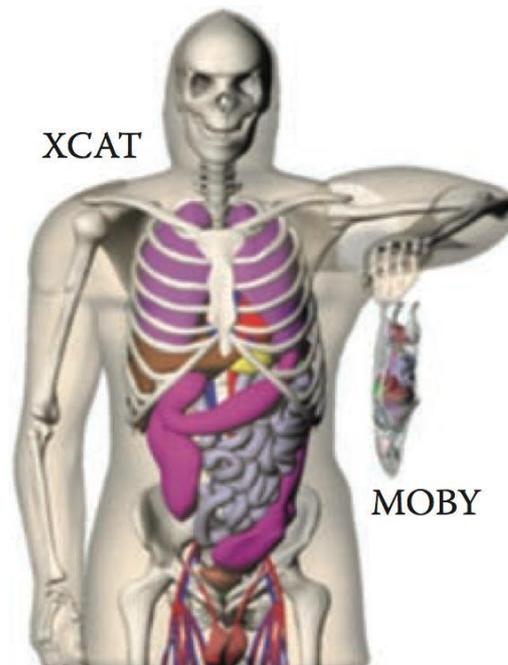
Figura 10 - Fantomas MCAT e NCAT



Fantoma estilizado MCAT (à esquerda); e fantoma baseado em superfície NURBS (NCAT) (à direita). Fonte: SEAGARS e TSUI (2010)

Quando não é possível ao pesquisador utilizar imagens de indivíduos reais, seja por falta de imagens médicas na posição que se deseja representar o fantoma ou seja por não dispor de acesso a imagens médica (CT, MRI, etc.) em geral, há a opção pelo uso dos fantomas mesh ou dos fantomas NURBS. Esse fato contribui para que esses tipos de fantoma sejam bastante utilizados atualmente.

Figura 11 - Fantoma híbrido tronco-cardíaco humano (XCAT) e fantoma de rato (MOBY)



Fonte: SEAGARS e TSUI (2010)

2.1.1.3 MCE Desenvolvidos com Colaboração de Pesquisadores do GDN

O uso de um fantoma acoplado a um código MC bem referenciado, além de um simulador da fonte emissora de radiação, é fundamental para a caracterização de um MCE. A seguir, é apresentado um breve resumo de trabalhos relacionados à construção de MCEs realizados com colaboração de pesquisadores do GDN.

Loureiro, com o intuito de completar o simulador de cabeça e pescoço Mc-voxEL, acoplou o fantoma de voxels a códigos MC que permitem a simulação de fontes radioativas internas e externas, e comparou seus resultados com os obtidos utilizando os códigos MCNP e EGS4 para validar o fantoma (LOUREIRO, 2002). Os dados primários para a construção do modelo foram obtidos a partir de 55 imagens CT de um homem adulto.

Em 2003 e 2004, Kramer e colaboradores desenvolveram os fantasmas de voxels MAX (KRAMER et al., 2003), baseado no VOXTISS8 (ZUBAL, 2017), e FAX (KRAMER et al., 2004). O MAX foi acoplado ao código de transporte MC EGS4 por Vieira (VIEIRA, 2004). O FAX teve os volumes dos órgãos e tecidos ajustados para estar em acordo com um adulto feminino de referência com relação a órgãos e tecidos recomendados pela ICRP 89, foi acoplado ao código MC EGS4 e foi desenvolvida uma geometria utilizada na construção da fonte divergente AP.

Em 2006, Santos modificou o fantoma de voxels MAX para MAXB (MAX com os braços erguidos) para permitir especialmente a avaliação da dose absorvida em humanos expostos a fontes externas de radiação em situações acidentais. Para estimar a dose, Santos acoplou o fantoma MAX ao código MC EGS4 (SANTOS, 2006).

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

Ainda em 2007, Lopes Filho desenvolveu um MCE para estimar as frações absorvidas, as frações absorvidas específicas e as razões entre dose equivalente e atividade acumulada do Iodo 131, específico para pacientes submetidos ao tratamento de radioiodoterapia. O modelo usado foi o fantoma de voxels FAX acoplado ao código MC EGS4 e os algoritmos para simular

as fontes radioativas internas foram baseados em imagens de medicina nuclear (LOPES FILHO, 2007). Leal Neto (2007) no mesmo ano desenvolveu uma interface gráfica de usuário para exposição externa. Também foram desenvolvidas versões dos modelos MAX e FAX sem os braços (MAXSB e FAXSB) para simular, com o código EGS4 e fontes radioativas pontuais, exames de tórax e abdome com o paciente de perfil.

Em 2008, Costa também utilizou e acoplou os fantasmas MAX e FAX ao código EGS4 a fim de realizar simulações típicas em radiodiagnóstico com raios-X (COSTA, 2008). Ainda no mesmo ano, Peixoto desenvolveu um fantoma de voxels a partir de imagens CT de um rato macho adulto típico e o acoplou ao código MCNP para determinar as frações absorvidas para fontes internas de fótons e elétrons de várias energias (PEIXOTO, 2008).

Em 2010, Barbosa avaliou a dosimetria de tratamentos braquiterápicos permanentes de baixa taxa de dose para tratamentos de câncer de próstata. Foram utilizados o fantoma MASH (Male Adult Mesh) (KRAMER, et al., 2010) e o código MC EGSnrc, além de dados relativos a tratamentos de braquiterapia de próstata em duas situações distintas para a distribuição das sementes: com as emissões ocorridas em qualquer ponto da próstata ou em regiões específicas relativas às posições das fontes braquiterápicas na simulação (BARBOSA, 2010).

Em 2011, nos 40 fantasmas humanos de indivíduos adultos femininos e masculinos (CASSOLA et al., 2011), foram realizados cálculos dosimétricos para evidenciar as diferenças dosimétricas em função da postura, massa e altura para exposições de corpo inteiro e exposições com fonte de fótons paralela AP após acoplamento com o código MC EGSnrc e uso do programa Caldose_X. Neste mesmo ano, Lima construiu dois casais de fantasmas mesh de crianças com 5 anos e 10 anos de idade e as versões voxelizadas destes fantasmas foram acopladas ao código MC EGSnrc, também para avaliações dosimétricas (LIMA, 2011).

Em 2012, Lima desenvolveu um sistema computacional (software VAP3D) para visualização e edição de fantasmas e execução de modelos computacionais, bem como análise numérica e gráfica dos resultados (LIMA, 2012). O software foi utilizado para simular irradiação externa para várias energias utilizando o fantoma FASH (Female Adult Mesh) (KRAMER, et al., 2010) acoplado ao código MC EGSnrc, variando também a distância fonte-detector, bem como as projeções; simulou tumores localizados em fantasmas de voxels e avaliou dose com estes fantasmas patológicos; e, por fim, utilizou os resultados dosimétricos de irradiações externas, agora armazenados voxel a voxel, para simular radiografias do corpo em planos transversal, coronal ou sagital, em profundidades variadas, assim como radiografias 3D. Em 2013, Santos utilizou o fantoma MASH acoplado ao código MC EGSnrc juntamente com o modelo de fonte radioativa, pelo espectro do I-125, para estimar dose em simulações de

braquiterapia ocular (SANTOS, 2013). Ainda em 2013, Alves desenvolveu um sistema computacional para edição de objetos 3D usados para modelagem do fantoma MASH acoplado ao código MC EGSnrc e utilizando um algoritmo de uma fonte de Ir-192 para simular um tratamento braquiterápico de um câncer na porção média do esôfago (ALVES, 2013).

Em 2015, Cabral desenvolveu o fantoma computacional de malha MARIA (Modelo Antropomórfico para dosimetria das Radiações Ionizantes em Adultas), para representação de uma mulher em estágio gestacional utilizando técnicas de modelagem poligonal (CABRAL, 2015). O fantoma foi voxelizado e acoplado ao código MC EGSnrc. O MCE foi validado através de comparação qualitativa de avaliações dosimétricas realizadas com o fantoma MARIA e aquelas obtidos com o software CALDose_X.

No ano de 2016, continuando o desenvolvimento de fantasmas de malha, foi desenvolvido o fantoma feminino SARA (Simulador Antropomórfico para Dosimetria das Radiações Ionizantes em Adolescentes). O fantoma foi acoplado ao código MC EGSnrc e os resultados dosimétricos obtidos validaram apenas parcialmente o acoplamento do fantoma à fonte desenvolvida (Linac), pois os tecidos ósseos radiosensíveis não foram segmentados (SANTOS, 2016).

2.1.2 Fontes Radioativas

Em um MCE, além da geometria a ser irradiada é necessário também que esteja bem definido o modo como a radiação vai incidir sobre o fantoma. No caso do software EGSnrc, é necessário fornecer sete variáveis: a energia inicial da partícula; as variáveis que controlam a posição (x , y , z) e a direção de voo ($\cos \alpha$, $\cos \beta$, $\cos \gamma$) inicial da partícula, no plano de entrada do paralelepípedo que contém o corpo.

As fontes radioativas podem ser classificadas como internas ou externas, quando se trata de dosimetria do corpo humano. A contribuição do GDN/DEN para o desenvolvimento e utilização de fantasmas é vasta. Além de utilizarem códigos MC bem estabelecidos na comunidade científica, os membros do GDN/DEN têm desenvolvido e utilizado algoritmos simuladores de fontes radioativas externas e internas (KRAMER et al., 2003, 2004; VIEIRA, 2004; SANTOS, 2006; PEIXOTO, 2008; CASSOLA, 2011; LIMA et al., 2011).

Há sub-rotinas que simulam fontes paralelas, divergentes e isotrópicas, para irradiações com fótons, que já foram desenvolvidas pelo GDN (VIEIRA, 2004). As fontes que já estão desenvolvidas são: Anterior-Posterior (AP), Posterior-Anterior (PA), Lateral Direita (LD),

Lateral Esquerda (LE) – e rotacional, pontuais divergentes – AP, PA, LD, LE e rotacional; isotrópicas e planar.

2.1.3 Código Monte Carlo

O último ingrediente necessário para o desenvolvimento de um MCE é o acoplamento da geometria a ser irradiada ao código responsável por simular a interação da radiação com a matéria.

Ao longo dos últimos anos, a solução de problemas na área de Ciências Físicas e Engenharia Nuclear utilizando as técnicas Monte Carlo tem crescido significativamente. Esse fenômeno está relacionado ao rápido desenvolvimento de computadores. O método Monte Carlo pode ser usado para representar teoricamente um processo estatístico, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo particularmente útil em problemas complexos que não podem ser resolvidos por métodos determinísticos. Nesse método, os eventos probabilísticos individuais, que compreendem um processo, são simulados sequencialmente. O processo de amostragem estatística é baseado na seleção de números pseudo-aleatórios. No transporte de partículas da radiação, a técnica Monte Carlo consiste em seguir cada partícula, desde a fonte (onde ela “surge”), ao longo de sua vida, até o seu desaparecimento (escape, absorção, etc.).

Em geral, as equações de transporte de radiação são resolvidas por métodos numérico-computacionais tais como diferenças finitas, elementos finitos, ordenadas discretas e Monte Carlo. Entretanto, apenas os Métodos Monte Carlo dão conta de todos os aspectos envolvidos no caso de interação de partículas em um meio discreto heterogêneo tridimensional, como é o caso do corpo humano (XU, 2014)

O transporte de partículas na matéria é regido pela equação abaixo, e é conhecida como Equação de Transporte de Boltzmann. É uma equação íntegro-diferencial, não tem solução analítica e é difícil de ser resolvida, mesmo para problemas simples.

$$\begin{aligned}
& \frac{1}{v(E)} \overbrace{\frac{\partial \phi(\vec{r}, E, \hat{\Omega}, t)}{\partial t}}^{\text{var.temporal do fluxo}} + \overbrace{\hat{\Omega} \cdot \nabla \phi(\vec{r}, E, \hat{\Omega}, t)}^{\boxed{1}} + \overbrace{\mu_t(\vec{r}, E) \phi(\vec{r}, E, \hat{\Omega}, t)}^{\boxed{2}} \\
= & \underbrace{\int_{4\pi} d\hat{\Omega} \int_0^\infty dE \mu_s(E \rightarrow E', \hat{\Omega} \rightarrow \hat{\Omega}') \phi(\vec{r}, E', \hat{\Omega}', t)}_{\boxed{3}} + \underbrace{s(\vec{r}, E, \hat{\Omega}, t)}_{\boxed{4}}
\end{aligned}$$

onde $r(x, y, z)$ é a posição, E é a energia, $\Omega(\theta, \phi)$ é o ângulo sólido de comprimento unitário que dá a direção de propagação da partícula, e t é o tempo. Os números que aparecem destacando trechos da equação auxiliam a entender o que cada termo significa fisicamente: 1) representa a fuga de partículas pela superfície que encerra o volume; 2) é a perda de partículas por colisões; já 3) representa o ganho de partículas devido ao espalhamento de outras energias e direções; e 4) designa o termo fonte.

2.2 Modelagem de Objetos 3D

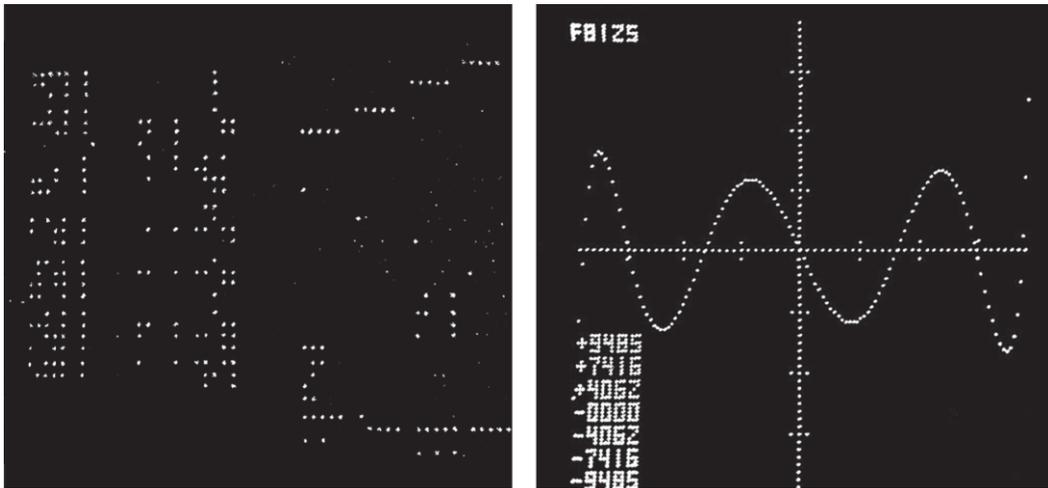
Ao desenvolver um fantoma utilizando modelagem 3D é necessário escolher, de acordo com as necessidades envolvidas no projeto que se quer executar, dentre as técnicas disponíveis quais serão utilizadas. Nessa seção será realizada uma breve introdução a respeito da modelagem de objetos 3D com ênfase na modelagem de malhas poligonais.

2.2.1 Imagens Geradas por Computador

As técnicas de criação e edição das imagens geradas por computador (CGI, sigla proveniente do inglês *Computer Generated Imagery*) tem passado por grandes mudanças desde o seu início na década de 1950. Na Figura 12 temos um exemplo do que ficou conhecido como as primeiras imagens que utilizaram um programa de computador para realizar uma exibição na tela (SMITH, 2016). O termo CGI é utilizado nos dias de hoje, em geral, para designar o ramo específico da computação gráfica que lida com imagens 3D.

São inúmeros os casos nos quais são utilizadas técnicas de modelagem 3D para representar o corpo humano em cena de jogos, animações e filmes. Hoje, mesmo uma simples cena de filme utiliza recursos de CGI seja para eliminar ou reduzir a necessidade de gravações externas, ou mesmo para criar ambientes virtuais que de outro modo seriam impossíveis.

Figura 12 - Primeiras imagens geradas por computador da história.



Imagens exibidas na conferência do Instituto Americano de Engenheiros Eletricistas de 1951. Imagem do Ferranti Mark I (à esquerda), primeiro computador eletrônico comercial e Imagem do Whirlwind I (à direita), computador desenvolvido pelo MIT durante a Guerra Fria. Fonte: SMITH (2016)

2.2.2 Modelagem de Malhas Poligonais

A simulação possibilita o estudo, análise e avaliação de situações que não seriam possíveis de outra maneira e uma das suas grandes vantagens é poder simular, além de sistemas pré-existentes, aqueles que estão na fase preliminar ou de planejamento do desenvolvimento (SHANNON, 1998).

O avanço tecnológico das últimas décadas possibilitou o desenvolvimento de diversos novos softwares para CGI, com diferentes aplicações e propósitos. Entre os principais softwares disponíveis, comerciais ou gratuitos, estão: Autodesk 3ds Max (AUTODESK, 2017), Blender (ROOSENDAAL, 2017), Rhinoceros 3D (RHINOCEROS, 2017) e ZBrush (PIXOLOGIC, 2017).

Objetos sólidos primitivos (paralelepípedos, esferas, cones e cilindros), quando organizados, podem criar topologias complexas com superfícies curvas que podem ser suavizadas de modo a tornar mais realista a representação de objetos como o corpo humano. Apesar de existirem inúmeras técnicas para manipular objetos em uma cena 3D, não há um jeito único sobre como formular e tratar um problema. Qualquer formalismo que existe é tão específico que seu uso é limitado (SHANNON, 1975) sendo necessário, em geral, utilizar mais de uma técnica em cada problema. A arte da modelagem pode ser dominada por aqueles que possuem as habilidades necessárias de engenhosidade, insight e recursos, bem como uma

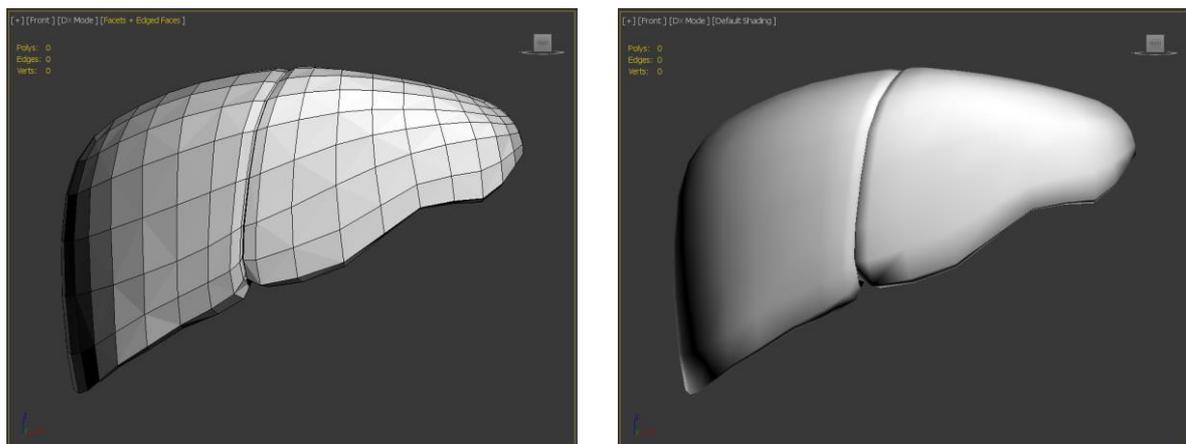
exposição extensa aos sistemas e fenômenos físicos que estão tentando modelar (SAVORY e MACKULAK, 1994).

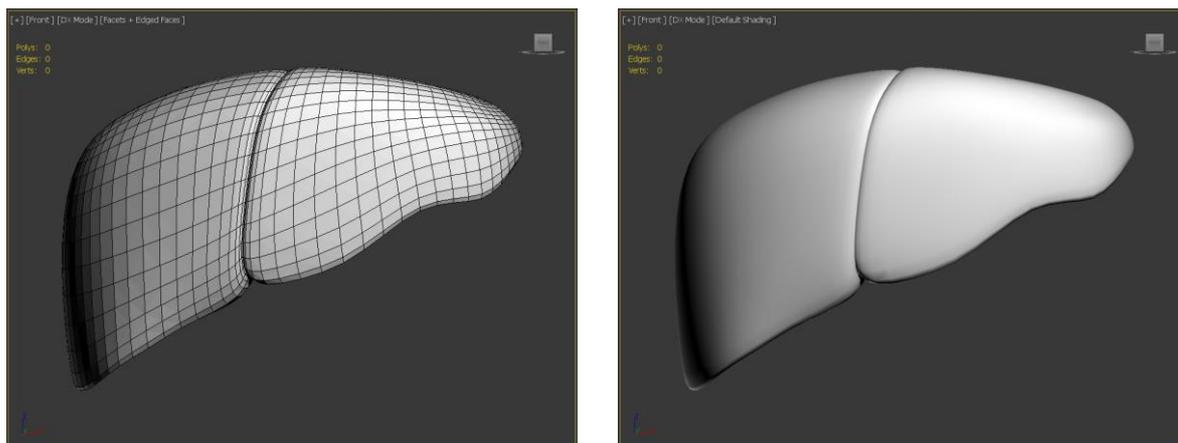
As principais técnicas para modelagem 3D utilizadas na construção de fantasmas são conhecidas como NURBS e MESH - em abas o usuário encontrará características específicas que podem ser mais ou menos úteis para os propósitos de seu projeto. Esta revisão terá foco na abordagem do tipo de modelagem de malhas poligonais (ou simplesmente, mesh).

Uma malha de polígonos é um conjunto de faces (onde cada face é formada por um conjunto de vértices) que define um objeto 3D. Os objetos sólidos utilizados como geometrias primitivas padrão são objetos similares aos do mundo real (bolas de futebol, canos de água, caixas, rosquinhas, casquinhas de sorvete, etc.). No 3ds Max, é possível modelar muitos desses objetos usando uma única primitiva. Além disso, combinando as primitivas são geradas estruturas mais complexas, as quais podem ser aperfeiçoadas com os modificadores de malha.

Para que os objetos construídos tenham aparência mais realista é necessário que seja utilizado um número maior de polígonos para representar a superfície, obtendo assim superfícies mais suavizadas. Em contrapartida, quando o número de polígonos em uma cena 3D se torna muito grande, isso requer mais processamento computacional e pode acarretar em um desempenho inferior da visualização da cena modelada (DERAKHSHANI; DERAKHSHANI, 2016). Os modelos com muitos polígonos são conhecidos pelo termo em inglês “modelos *high-poly*” enquanto que os modelos com poucos polígonos são denominados de “modelos *low-poly*” (ver Figura 13).

Figura 13 - Objetos Low-Poly e High-Poly





Os objetos com um número menor de polígonos (acima), apresentam sua superfície menos suavizada do que aqueles com um número maior de polígonos (abaixo). Fonte: o autor.

O 3ds Max possui 22 objetos primitivos 3D, 10 objetos em 2D e no processo de modelagem e edição destes, podem ser usados modificadores nativos do programa ou advindos de plug-ins, muitas vezes disponíveis gratuitamente e que podem ser desenvolvidos pelo usuário.

O menu *Help* do software possui tutoriais em vídeo e quase todos os comandos e ferramentas apresentam descrição, passo-a-passo de utilização e exemplos de resultados, tornando mais fácil o processo de modelagem para iniciantes (CABRAL, 2015). Além disso, por ser um software bastante robusto e utilizado comercialmente é possível encontrar diversos tutoriais e cursos on-line disponíveis gratuitamente no YouTube.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Equipamentos e Softwares

Por se tratar de uma empreitada fundamentalmente computacional, os materiais necessários para o bom desenvolvimento desse trabalho são computadores de alto desempenho com certos softwares e aplicativos instalados.

A maior parte desse trabalho foi desenvolvida no Laboratório de Dosimetria Numérica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco (LDN-IFPE), situado no Campus Recife. Os principais itens de configuração dos computadores do LDN-IFPE utilizados são: processador Intel® Core™ i7 CPU X 990 @ 3,47 GHz, 24 GB de RAM e o sistema operacional Windows 10 Pro de 64 bits.

Além dos computadores desktops do LDN-IFPE, foi adquirido com recurso do projeto FACEPE (Apoio à Disponibilização para a Pesquisa de Laboratórios Multiusuários e de Acervos de Interesse Científico) uma estação de trabalho móvel Dell Precision 3510 com a seguinte configuração: processador Intel® Xenon® 2,80 GHz com memória RAM instalada de 32,0 Gb e sistema operacional Windows 10 Pro de 64 bits.

Nestes computadores foram instalados os seguintes softwares: Autodesk 3ds Max 2015 e 2017, Microsoft Visual Studio 2013 Ultimate para 32 bits, o DIP (software desenvolvido *in house*), o editor de texto Geany e o código MC EGSnrc.

3.2 Objetos 3D adquiridos

Uma das principais vantagens na construção de fantasmas BREP é o fato de não ser necessário o uso de imagens médicas como “matéria prima” do projeto.

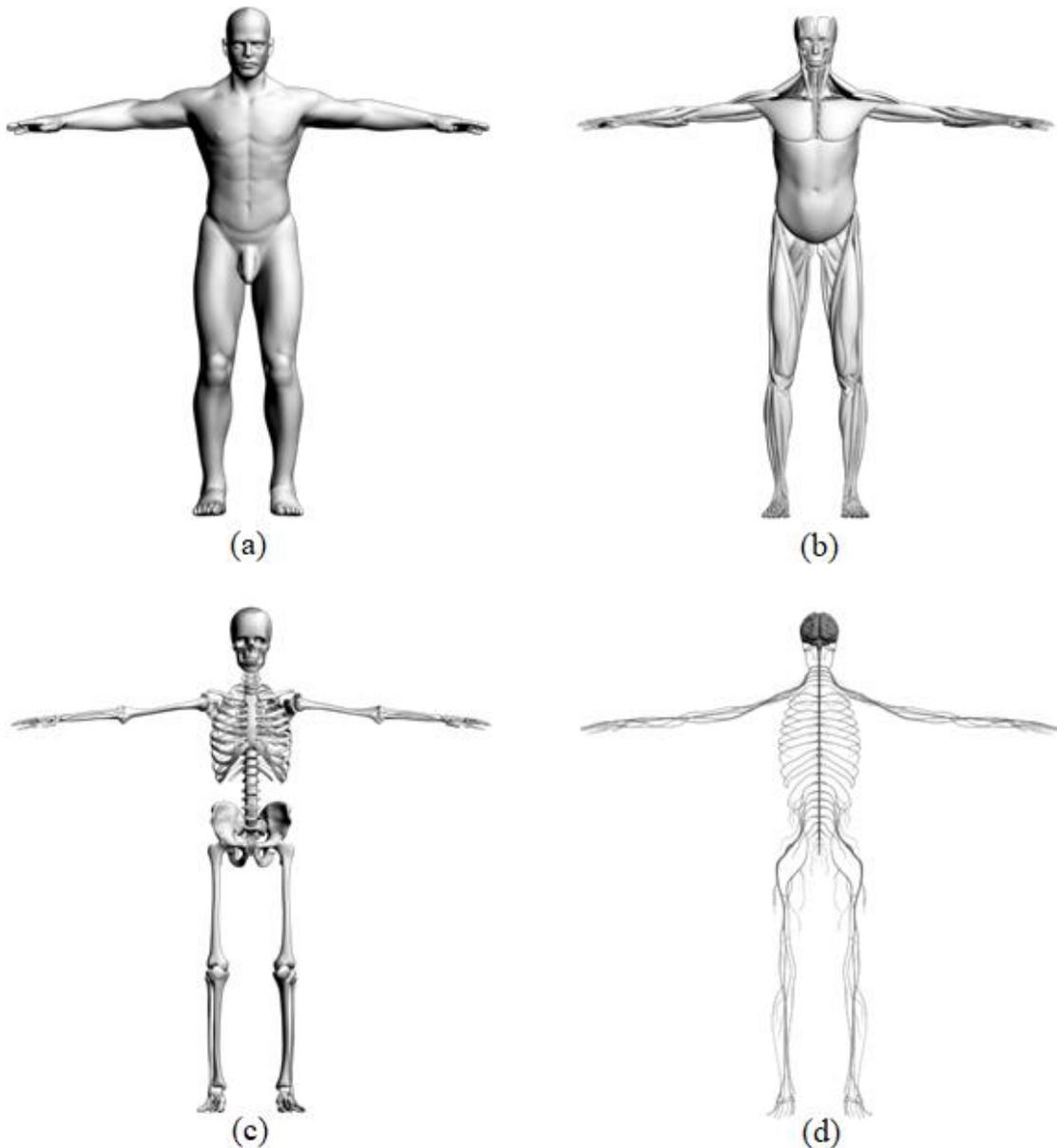
Os softwares de modelagem 3D contam com estruturas primitivas (cubos, esferas, cilindros, toróides, etc.) que servem de auxílio para a construção de estruturas mais complexas. Além disso, diversos sites disponibilizam para download coleções de objetos 3D que podem ser adquiridos (de forma gratuita ou não) e modificados pelo usuário.

Para o desenvolvimento desse trabalho foram comprados na loja online da CGShape 3D Models (<http://www.cgshape.com>) objetos, em diversos formatos (*.obj, *.3ds, *.fbx, *.max, *.blend, etc.), para representação anatômica dos órgãos e tecidos de um homem adulto. Os

objetos adquiridos (Figura 14, Figura 15 e Figura 16) incluem pele, olhos e os sistemas: circulatório, digestório, linfático, muscular, nervoso, ósseo, reprodutor, respiratório e urinário.

Na Figura 14 estão as estruturas que precisaram ter a posição dos membros superiores modificadas para se ajustar à posição desejada (posição fundamental) para o novo fantoma.

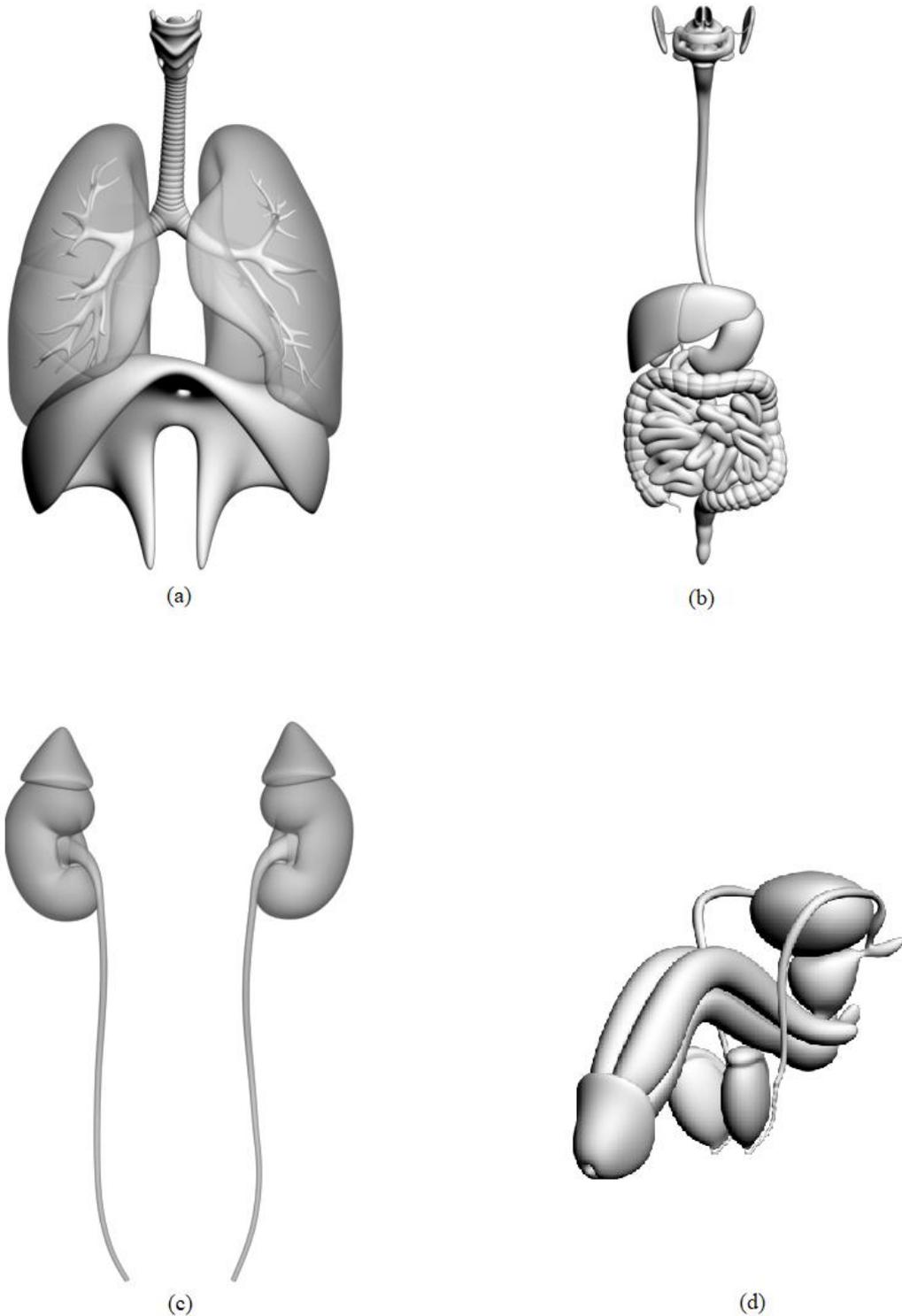
Figura 14 – Primeira parte da coleção de objetos 3D adquiridos



(a) Pele; (b) Músculos; (c) Esqueleto e (d) Sistema nervoso. Fonte: o autor

Nessa segunda parte da coleção de objetos 3D adquirida (Figura 15) estão aqueles objetos nos quais precisaram ser feitas pequenas modificações em suas estruturas.

Figura 15 - Segunda parte da coleção de objetos 3D adquiridos

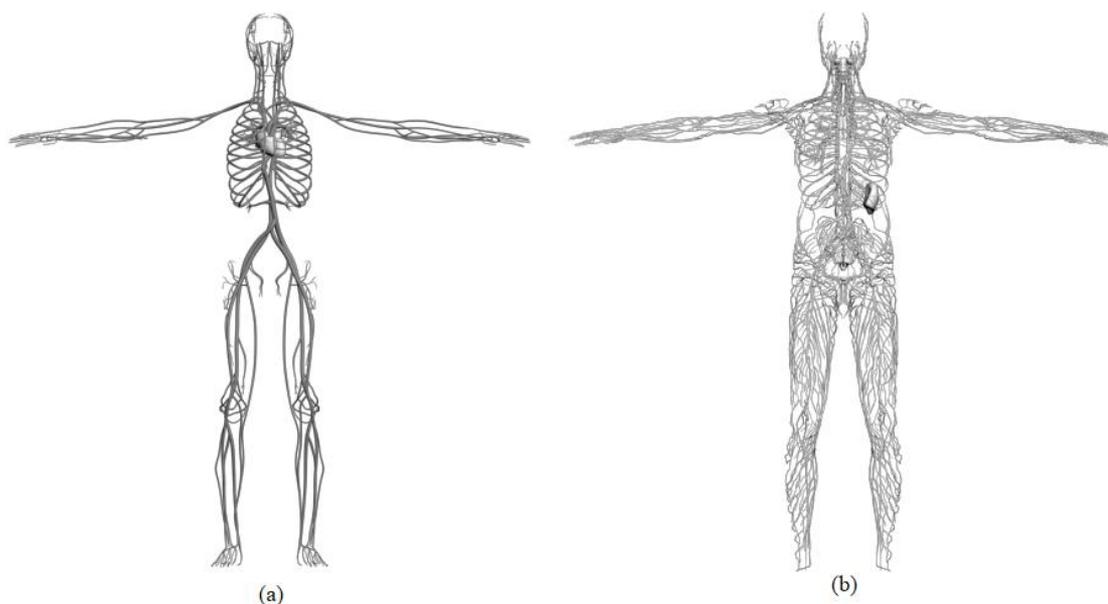


(a) sistema respiratório; (b) sistema digestório; (c) sistema urinário e (d) sistema reprodutor. Fonte: o autor

Para o desenvolvimento do novo fantoma masculino adulto, foram utilizadas as versões 2015 (AUTODESK, 2015) e 2017 (AUTODESK, 2017) do software Autodesk 3ds Max. Dados anatômicos para realizar as modificações adequadas nas estruturas foram obtidos em livros-texto e atlas de anatomia humana (SOBOTTA, 2006; GRAY, 2015), nas publicações 23, 89 e

110 da ICRP (ICRP 23, 1975; ICRP 89, 2002; ICRP 110, 2009) e através de dados encontrados na literatura (CASSOLA, 2011; LIMA, 2011; VIEIRA, 2004). Os métodos utilizados desde a obtenção dos dados primários até os últimos ajustes no ambiente de modelagem 3D são descritos a seguir.

Figura 16 - Última parte da coleção de objetos 3D adquiridos



Objetos 3D dos vasos que foram adquiridos. (a) Vasos do sistema sanguíneo; (b) Vasos do sistema linfático.

Fonte: o autor

3.3 Desenvolvimento do Fantoma de Malha

Para cumprir o objetivo principal desse trabalho, que é desenvolver um MCE cuja geometria a ser irradiada seja um fantoma masculino adulto com macro circulação e vasos linfáticos, foi utilizado o ambiente virtual da versão livre do aplicativo comercial 3ds Max da Autodesk (AUTODESK, 2017). Este aplicativo oferece recursos de visualização e manipulação dos objetos nas diferentes vistas que compõem uma cena 3D e, além disso, ferramentas que permitem criar e modificar malhas poligonais no espaço.

A modelagem 3D é considerada em muitos aspectos uma arte que, como tal, exige bastante atenção aos detalhes e conhecimento técnico das ferramentas usadas na edição e construção dos objetos desejados (EMSHOFF; SISSON, 1970). É “lugar comum” entre aqueles que trabalham com modelagem, em diversos contextos, que não é possível estabelecer um

caminho único ao desenvolver esse tipo de projeto, ficando à escolha do usuário quais as técnicas e ferramentas que serão utilizadas no processo de modelagem.

Para o desenvolvimento desse trabalho optou-se por ferramentas de modelagem poligonal de malhas, técnicas de rigging e técnicas de skinning (famosas para animação de personagens em jogos digitais). Será apresentada a seguir a metodologia utilizada, com um certo nível de detalhamento, na construção do fantoma.

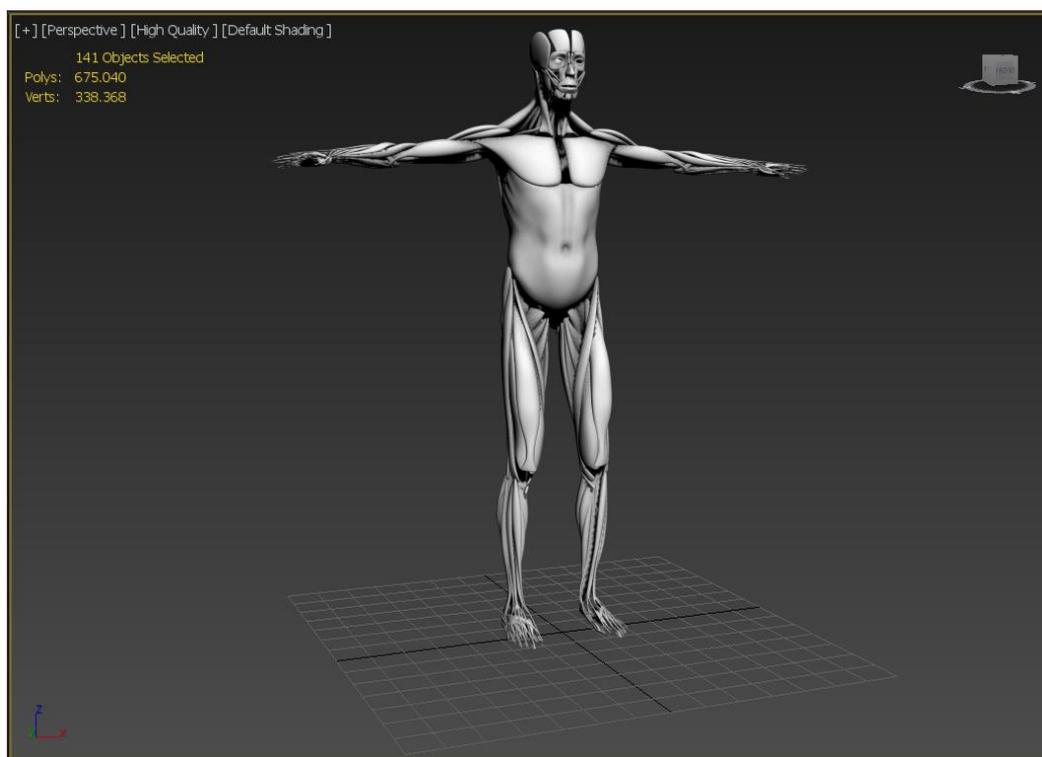
3.3.1 Superfície de polígono editável

Polígono editável é um objeto editável com cinco níveis de subobjeto: vértice, aresta, borda, polígono e elemento. O uso é semelhante ao de um objeto de malha editável (que era o principal método utilizado), com controles para manipular um objeto como uma malha poligonal em diversos níveis de subobjeto. Ao invés de faces triangulares (malha editável), no entanto, o objeto de polígono compreende polígonos com qualquer número de vértices.

As estruturas disponíveis no arquivo do tipo “*.MAX” da coleção de objetos que foi adquirida estavam representados na cena 3D no ambiente de edição do software 3ds max como superfícies poligonais editáveis. Dessa forma, o primeiro passo para iniciar a modelagem foi verificar se os objetos continham algum defeito e se estavam todos dispostos de forma adequada. Para ilustrar algumas das providências que foram tomadas no início da modelagem, serão utilizados os exemplos do tecido muscular e dos vasos sanguíneos.

O objeto comprado “*Muscular System*”, que pode ser visualizado na Figura 17, foi fornecido contendo 141 subdivisões. Utilizar todos esses objetos em cena dificultaria o processo de modelagem pois seria necessário editá-los individualmente. Além disso, na publicação 89 (2002) e da publicação 110 (2009) da ICRP, podemos observar que o tecido muscular é tratado como um único objeto, não havendo necessidade de segmentá-lo músculo a músculo.

Figura 17 - Tecido Muscular antes de unificar os 141 subobjetos

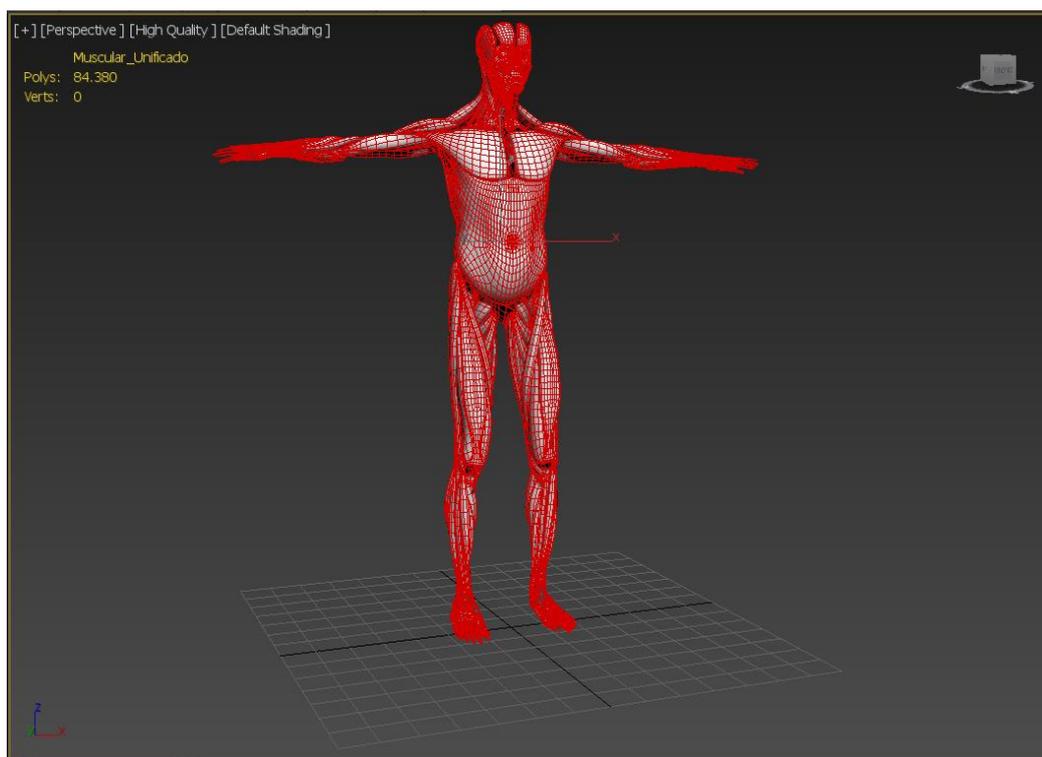


O tecido muscular, na forma como foi adquirido, contava com 141 objetos na cena 3D. E o número de polígonos era de 675.040. Fonte: o autor

Ao preparar os objetos do sistema muscular para o propósito desse trabalho foi utilizada uma ferramenta, no nível do subobjeto *elemento*, chamada *attach*. O efeito gerado foi o de unificar todos os 141 objetos do “muscular system” em um único objeto em cena. Uma das “vantagens colaterais” que obtivemos com esse procedimento foi a redução do número de polígonos de 675.040 para 84.380 (ver Figura 18), o que fez a cena ficar menos carregada, além de auxiliar nas próximas etapas do desenvolvimento.

No caso dos vasos sanguíneos, o problema encontrado no início foi que em vários pontos da superfície haviam buracos. Isso não seria um grande problema no que diz respeito à modelagem 3D. O problema real surgiria em uma das etapas finais, na voxelização dos objetos modelados na etapa 3D. O método utilizado para acabar com esses buracos no objeto 3D será apresentado a seguir.

Figura 18 - Tecido Muscular após o uso da ferramenta *attach*

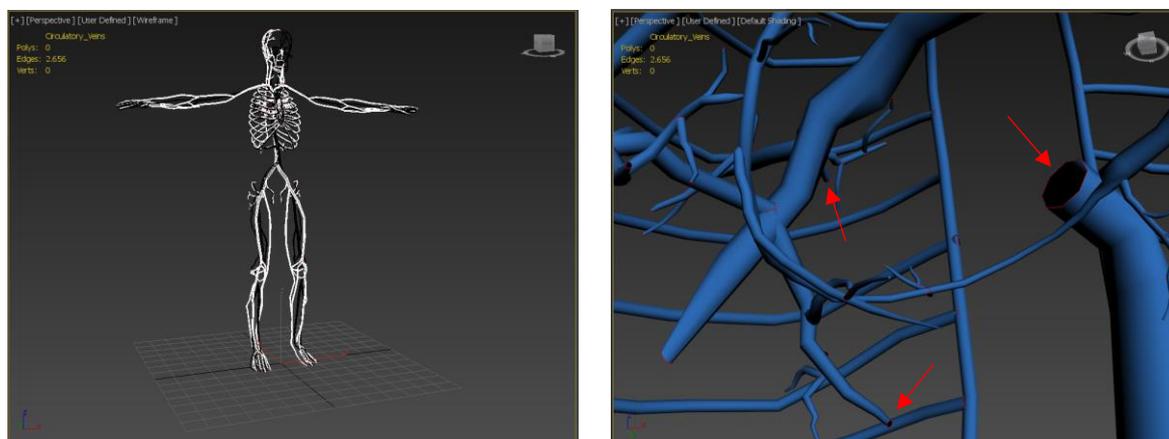


Após o uso da ferramenta *attach* o tecido foi unificado de modo que a cena 3D ficou com um único objeto.

Além disso, houve uma redução de mais de 80% no número de polígonos da cena. Fonte: o autor

Inicialmente, para detectar todos os buracos na superfície é necessário trabalhar no nível do subobjeto *borda*. Após selecionar todos os vasos, as bordas dos buracos apareceram em destaque vermelho, como mostrado na Figura 19. Em seguida, basta selecionar a ferramenta *cap* que os buracos são automaticamente fechados.

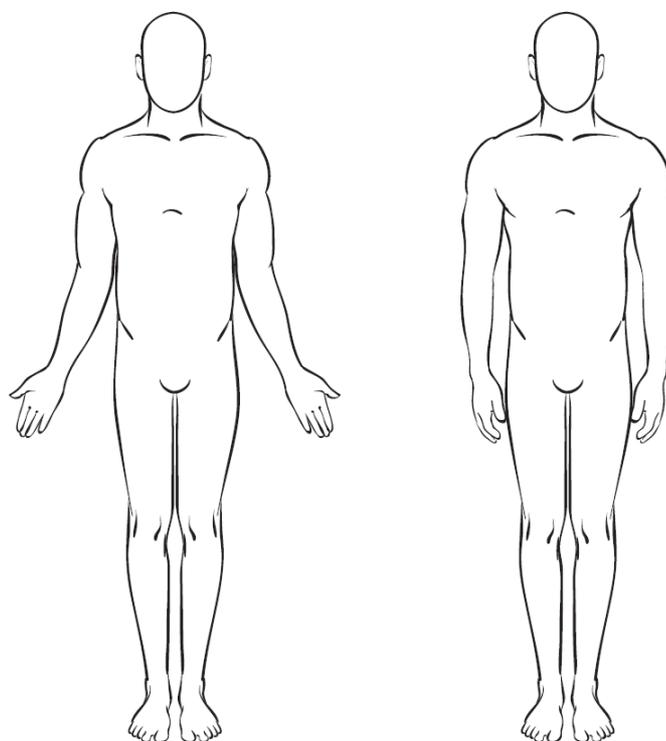
Figura 19 - Vasos sanguíneos comprados



Os vasos sanguíneos (esq.) foram comprados com buracos na superfície que precisaram ser tapados (dir. buracos em destaque nas veias). 2.656 arestas de borda foram detectadas nas só nas veias. Fonte: o autor

Esses foram dois exemplos de modificações que foram feitas nos objetos adquiridos. Outro tipo de edição, que foi necessário realizar nas estruturas compradas, foram aquelas relativas à disposição anatômica dos objetos. Uma das principais modificações realizadas foi aquela responsável por editar a maioria das estruturas do corpo de modo a deixá-lo na posição fundamental, como mostra a Figura 20. Essa posição é similar à posição anatômica, exceto pelos braços que ficam mais relaxados ao longo do corpo com as palmas das mãos voltadas para o tronco (LIPPERT, 2011).

Figura 20 - Posições do corpo humano



Na imagem podemos observar duas posições bastante conhecidas do corpo humano. Posição anatômica padrão (à esquerda) e a posição fundamental (à direita). Fonte: LIPPERT, 2011.

As ferramentas e técnicas utilizadas neste trabalho para realizar essa modificação na posição dos braços do fantoma de malha serão apresentadas a seguir.

3.3.2 Rigging e Skinning do fantoma de malha

Como dito anteriormente, não há um caminho único que possa ser adotado como “o caminho correto” no processo de modelagem. Para executar a modificação da posição dos

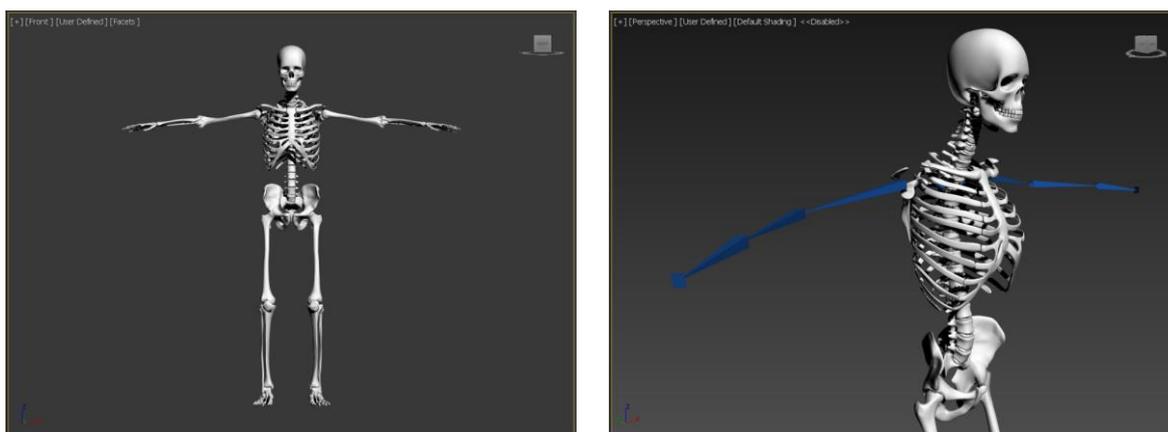
braços do fantoma desenvolvido nesse trabalho foi utilizada uma ferramenta comum em contextos de animação de personagens 3D para filmes e jogos chamada *rigging*.

De forma resumida, *rigging* é uma técnica de animação em 3D que adiciona movimento a um personagem simulando articulações próprias de sua natureza estrutural (esqueleto). É o processo que torna possível que a malha poligonal se mova de forma similar ao objeto real (DERAKHSHANI; DERAKHSHANI, 2016).

O software 3ds max conta com mais de uma opção de técnica para animar “personagens”, para esse trabalho foi criado o *rigging* utilizando a ferramenta *bones*, que funciona como se um esqueleto estivesse sendo adicionado ao “personagem”. Além de adicionar o “esqueleto”, é necessário conectá-lo à malha através da técnica de *skinning*, uma ferramenta nativa do 3ds Max que vincula os objetos da cena a determinados *bones*, a fim de gerar os controladores da malha. Dessa maneira, ao mover os *bones* a geometria que estiver conectada (por *skinning*) acompanha, de forma mais natural possível, esse movimento (LE; HODGINS, 2016).

A metodologia para a animação como um todo embora seja simples pode parecer complicada caso o leitor não esteja familiarizado com o tema. A fim de ilustrar visualmente o processo de *rigging* e *skinning*, será utilizado como exemplo o caso do tecido ósseo dos braços (ver Figura 21).

Figura 21 - Tecido ósseo e *bones* do braço



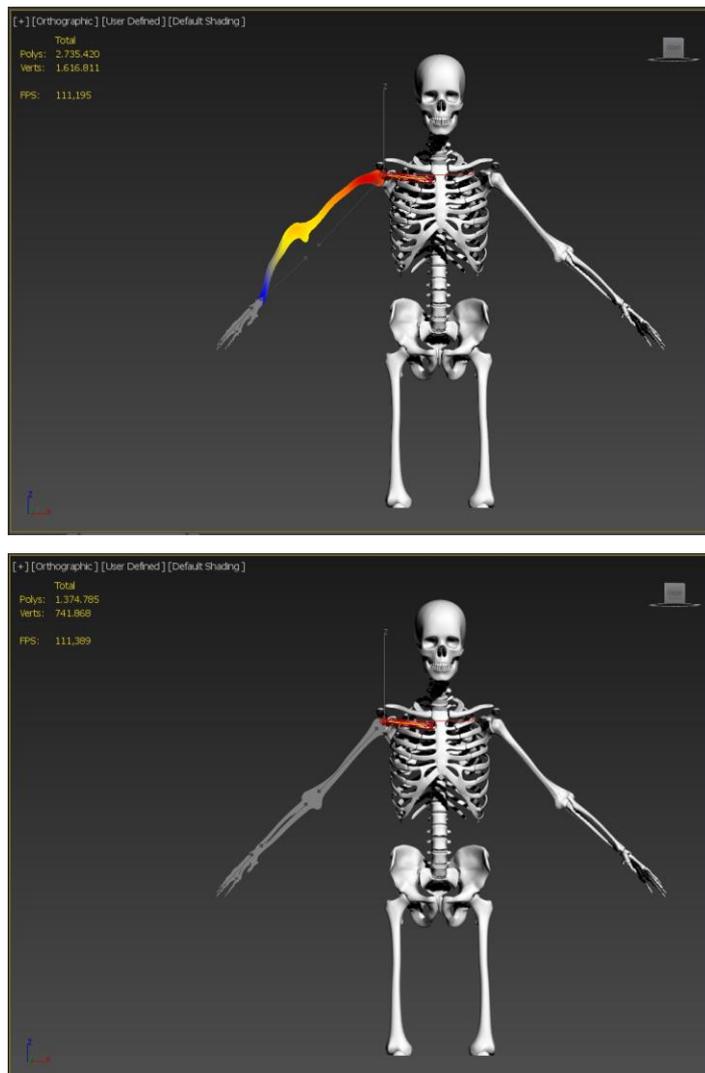
A imagem da esquerda mostra o objeto “skeletal system” na forma como foi adquirido. Na figura da direita, aparece os *bones* dos braços. Fonte: o autor

Como o nome já sugere, os *bones* devem ser posicionados dentro do objeto em uma posição que faça com que eles possam ocupar o espaço que seria ocupado por um “osso”. Na realidade, ao trabalhar com *rigging* por *bones* o que tem mais importância na modelagem do

movimento (animação) são as “junções” entre dois *bones*, pois elas simulam pontos de articulação. É necessário que cada ponto da malha onde pretende-se que haja algum movimento de “dobrar” tenha, no seu interior, o ponto de encontro entre dois *bones*.

Após posicionar os *bones* de forma adequada, o próximo passo é realizar a vinculação entre a malha e o seu novo “esqueleto” (=bone). Diversos autores, ao escreverem sobre o processo de skinning, relatam se tratar de um processo artístico e que exige bastante paciência e atenção (MURDOCK, 2014; DERAKHSHANI; DERAKHSHANI, 2015). Nesse trabalho foi utilizado o método conhecido como *paint weights*, no qual é possível visualizar a influência que cada *bone de controle* está exercendo sobre a superfície da malha através de cores que vão sendo inseridas na malha, como mostra a Figura 22.

Figura 22 - Skinning do tecido ósseo

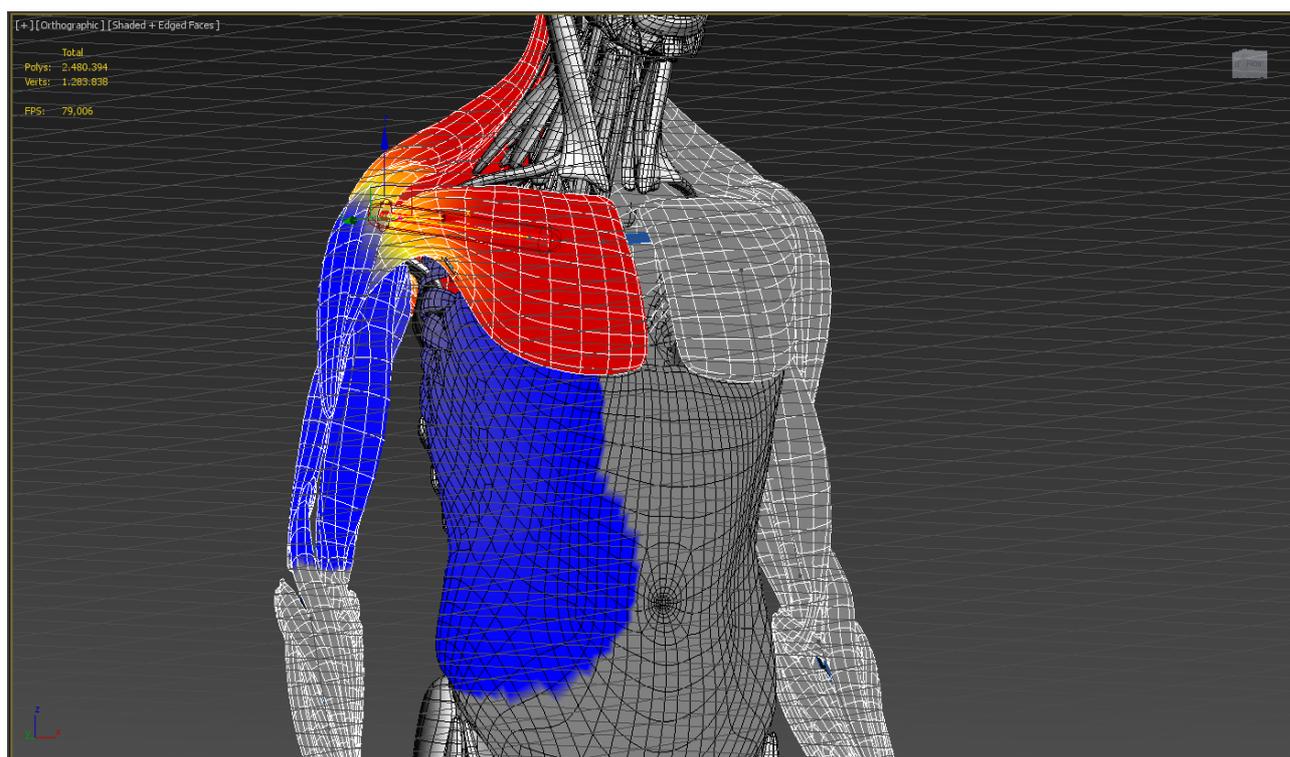


Fonte: o autor

Os ossos do braço e do antebraço estão fortemente vinculados ao bone da clavícula através da skinning (à esquerda na Figura 22). O que se espera do movimento real dos braços é que a clavícula interfira pouco, ou quase nada, no movimento do antebraço (à direita na Figura 22).

No processo de skinning é preciso escolher com atenção o “peso” com o qual cada *bone* irá influenciar o objeto que se deseja vincular ao seu movimento. A ilustração da Figura 22 mostra como é possível visualizar na viewport do 3ds max uma parte da malha com coloração azulada e outra com coloração avermelhada. Esse padrão de cores é bastante utilizado em diversos contextos e significa que os tons mais puxados para o vermelho indicam alta influência daquele *bone de controle* sobre aquela parte da malha, enquanto que tons mais próximos ao azul indicam pouca influência. Outro exemplo de skinning realizado nesse trabalho pode ser visto na Figura 23.

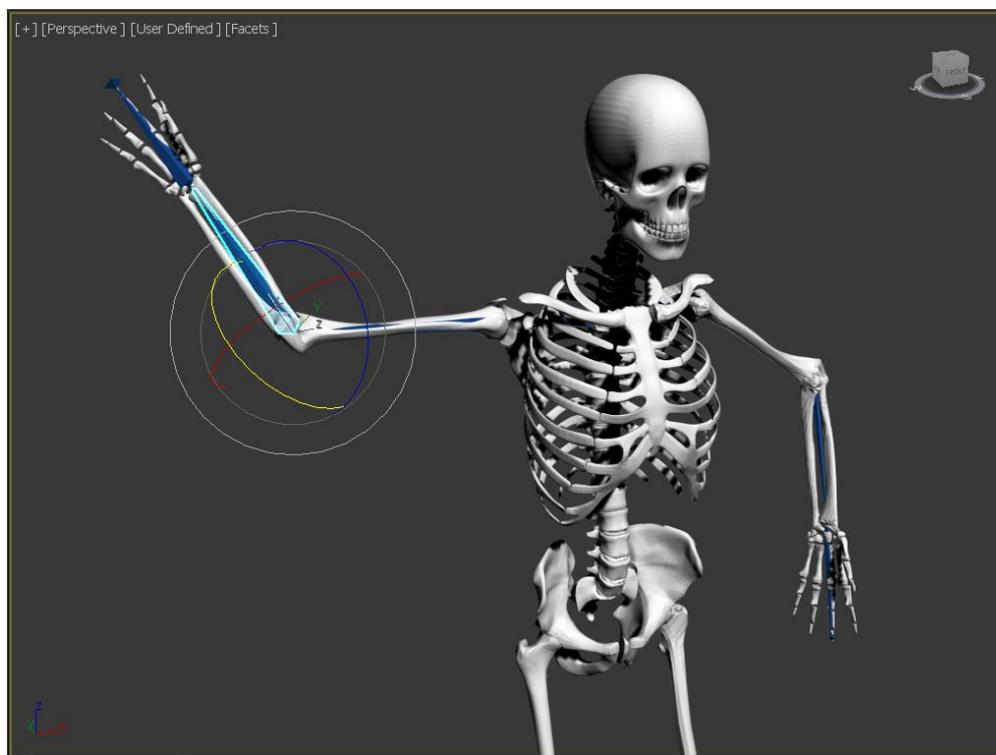
Figura 23 - Skinning tecido muscular



Fonte: o autor.

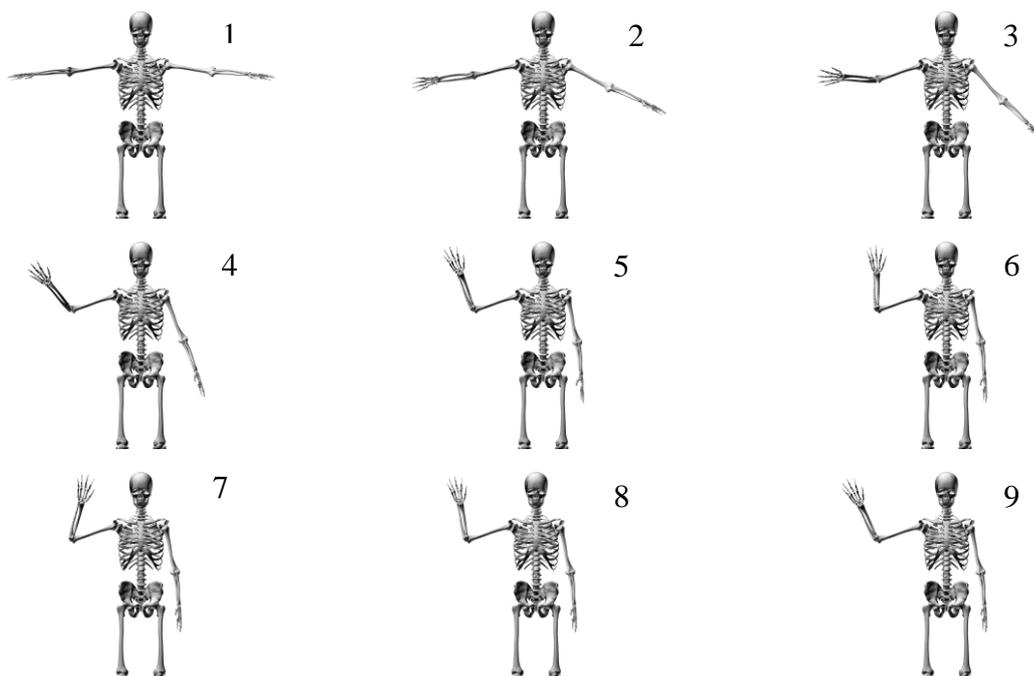
Após realizar o processo de skinning da malha, o controle da superfície poligonal pode ser feito de forma indireta através do movimento dos *bones de controle* que estão sob a malha. Com o ajuste da *skin* dos ossos do braço ao bones, o controle do braço fica totalmente vinculado ao movimento que os bones fizerem (ver Figura 24).

Figura 24 - Tecido ósseo após skinning realizada



Fonte: o autor

O processo de rigging e skinning foi realizado para as seguintes estruturas: pele, sistema esquelético, sistema muscular, sistema nervoso (nervos), sistema circulatório (vasos sanguíneos), sistema linfático (vasos linfáticos). Dessa forma, o fantoma foi colocado na posição fundamental e, além disso, tornou-se mais versátil, podendo ter a posição de seus braços facilmente modificada. Com o rigging e skinning ajustados, tornou-se possível modificar a posição dos braços do fantoma muito facilmente, podendo inclusive ter seu movimento animado em poucos passos (ver Figura 25).

Figura 25 - Tecido ósseo em diversas posições

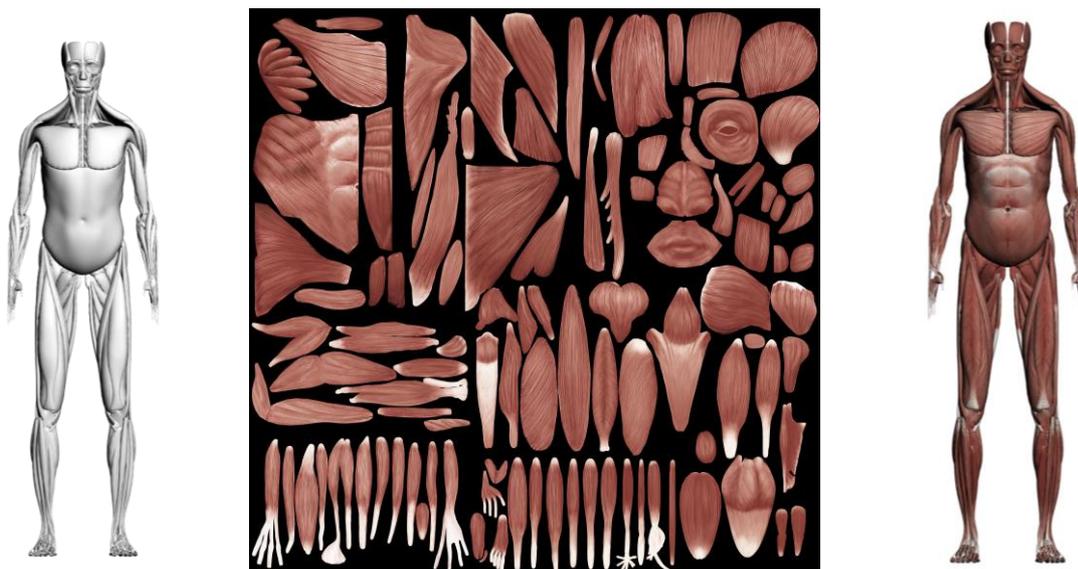
Fonte: o autor

3.3.3 Edição de Materiais para visualização do Fantoma de malha

O 3ds max conta com um menu chamado “Editor de Materiais” que fornece funções para criar e editar materiais e mapas. Os materiais servem para criar maior realismo em uma cena 3D. O material que foi escolhido para o objeto em cena é que irá descrever como ele deve interagir com o restante da cena (refletindo ou transmitindo a luz, por exemplo). As propriedades do material trabalham juntas com propriedades de iluminação e sombreamento, simulando como o objeto ficaria em uma configuração do mundo real.

Para mapear a forma como os materiais devem ser inseridos nos objetos em cena utiliza-se outra ferramenta do 3ds max denominada “mapas”. Para o desenvolvimento desse trabalho foi utilizado uma série de materiais fornecidos juntamente com os objetos adquiridos na loja online da CGShape 3D Models. A Figura 26 ilustra o processo de adição e mapeamento de materiais, trazendo, como exemplo, o caso do sistema muscular do fantoma MARTIN.

Figura 26 - Edição e Mapeamento de Material



Sistema muscular sem adição dos materiais (à esquerda); Materiais do sistema muscular mapeados (no centro), Sistema muscular com os materiais adicionas e com o devido mapeamento (à direita). Fonte: o autor.

3.4 Voxelização de Fantomas MESH

O processo que transforma imagens médicas (mapa de bits) sequenciais de um indivíduo em um conjunto/geometria de voxels, capaz de descrever atributos (material, densidade, cor, etc.) de um volume 3D, é chamado de voxelização.

Embora, historicamente, o GDN tenha desenvolvido e aperfeiçoado técnicas para construção de fantomas de voxel, atualmente o grupo tem intensificado a produção de fantomas de malhas poligonais (mesh), desenvolvidos a partir de modelagem 3D (CABRAL, 2015; SANTOS, 2016). Um dos motivos para isto, como mencionado anteriormente, é a liberdade de criação de dados primários para a construção de modelos antropomórficos sem o uso de imagens médicas, customizando ou criando “do zero” qualquer objeto de interesse a partir de polígonos e de referências detalhadas.

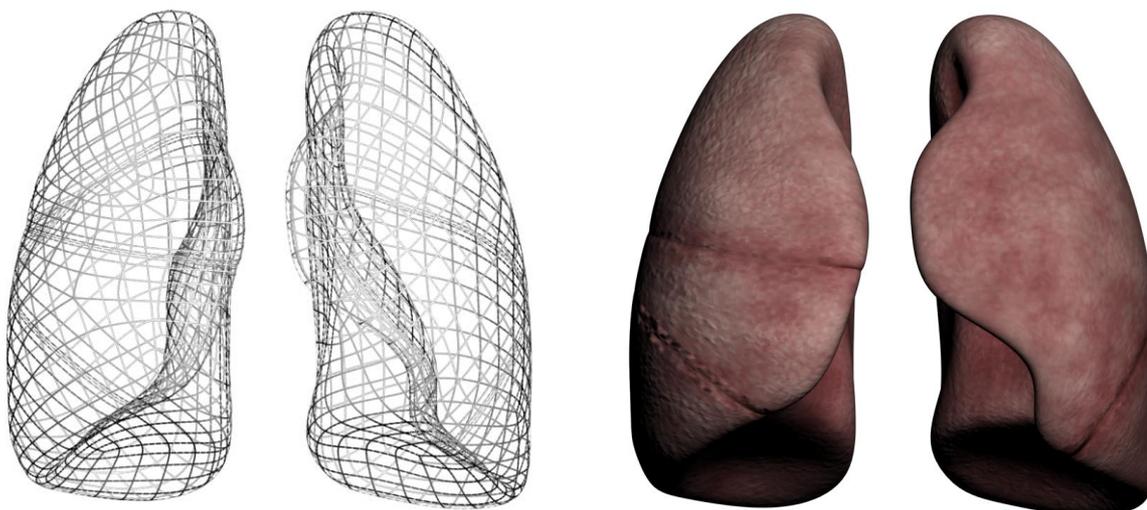
A técnica de acoplamento de fantomas mesh a códigos MC ainda é recente e não há um grande volume de informações sobre a sua eficiência em comparação com o acoplamento de fantomas de voxels (CARACAPPA et al., 2014), dominada pelo GDN desde 2004 para dosimetria de fótons e elétrons. Sendo assim, a voxelização tornou-se uma etapa importante para a realização de um acoplamento satisfatório.

É importante salientar que, independente da técnica utilizada para construção de um fantoma, faz-se necessário integrar as diversas tarefas de processamento de imagens digitais

originais para obtenção de dados primários. Neste trabalho, o software DIP (VIEIRA; LIMA, 2009) foi utilizado para auxiliar em todo o processamento necessário para que o fantoma desenvolvido possa ser preparado para o acoplado a um código MC. Foram implementadas técnicas ao software DIP para: (1) ler um arquivo OBJ e convertê-lo para TXT contendo apenas os vértices e as faces da versão mesh; (2) definir o paralelepípedo que contém o órgão; (3) gerar os voxels primários; (4) construir o contorno do órgão/estrutura; (5) preencher o interior do órgão;

Nessa seção será descrita, de forma sucinta, a metodologia para voxelização de fantasmas de malha que foi desenvolvida para este trabalho. Os pulmões do fantoma MARTIN (ver Figura 27) serão utilizados para exemplificar e auxiliar a visualização do processo de voxelização.

Figura 27 - Pulmões do fantoma MARTIN



Wire-frame dos pulmões (a esquerda) e pulmões texturizados no 3ds max (a direita). fonte: o autor

3.4.1 Conversão de Arquivos OBJ para TXT

O formato padrão para salvar arquivos no 3ds Max é o MAX, entretanto o software dispõe de outros formatos universalmente aceitos para exportação. O formato OBJ, um dos disponíveis, foi criado para armazenar malhas poligonais 3D e é bastante utilizado por outros fornecedores de aplicativos gráficos em áreas como computação gráfica e modelagem geométrica.

O formato de arquivo OBJ aceita tanto objetos poligonais, que utilizam pontos, linhas e faces para definir objetos quanto objetos de forma-livre (free-form objects) que utilizam curvas e superfícies (ex.: NURBS). Muitas vezes, o termo “forma-livre” é uma caracterização

geral dada a objetos cujas superfícies não são de uma classe mais facilmente reconhecida como, por exemplo, as não-quádricas (CAMPBELL; FLYNN, 2001).

Diversos tipos de informações podem estar incluídos nos arquivos OBJ como: dados relativos aos vértices e aos elementos, dados de visualização e renderização, instruções a respeito do corpo dos objetos do tipo forma-livre, etc. (REDDY, 2017). Ao exportar o arquivo MARTIN.max para o formato OBJ padrão, são salvas as seguintes informações: a posição geométrica dos vértices (v), a textura dos vértices (vt), o vetor normal em cada vértice (vn) e o conjunto de vértices que forma uma face do polígono (f).

Foi aperfeiçoada para este trabalho uma ferramenta do software DIP capaz de converter arquivos OBJ em arquivos TXT. Para tanto, foi utilizado um algoritmo que busca, linha por linha, dentro do arquivo original OBJ os conjuntos de caracteres que referenciam vértices e faces. Como a finalidade do arquivo TXT gerado nessa etapa é servir de base para a construção das estruturas de um fantoma de voxels, as demais informações contidas no OBJ podem ser desprezadas, pois não contribuem para esse fim.

3.4.2 Conversão de Arquivo TXT para “n” Fantomas SGI

De posse do arquivo TXT contendo as informações dos vértices e das faces dos “n” objetos (órgãos e tecidos) do fantoma MARTIN, utilizou-se um método implementado no DIP para criar uma pilha no formato SGI (Simulações Gráficas Interativas) para cada um desses objetos. SGI é a extensão que o GDN criou para um novo tipo de arquivo, composto por um cabeçalho mais os dados do fantoma. Três inteiros de 4 bytes para os números de colunas, linhas e fatias do paralelepípedo contendo a geometria formam, nesta ordem, o cabeçalho do arquivo SGI (VIEIRA, 2017).

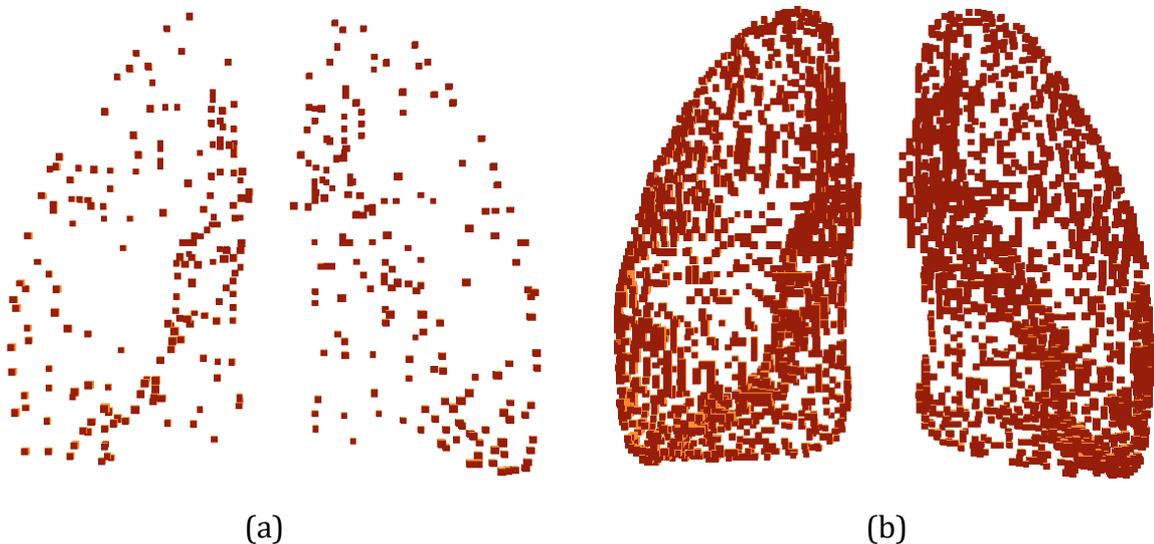
O nome dos arquivos SGI de saída seguem a seguinte estrutura: “nome base” (mesmo do arquivo TXT de entrada. Ex.: MARTIN) + “id de cada órgão” (nº relacionado à ordem de leitura de cada estrutura no arquivo TXT) + extensão “.sgi”.

É necessário, entretanto, antes de gerar o fantoma, buscar no arquivo TXT o “menor” e o “maior” dos pontos 3D para definir as dimensões, em “coordenadas físicas”, do paralelepípedo que contém o fantoma. Para este fim, é suficiente ler em um laço a coleção de vértices, retendo, iterativamente, em estruturas Point3D os menores e os maiores valores de x , y e z . Com estes dois pontos é definido o paralelepípedo real que contém o fantoma. A unidade de volume deste paralelepípedo é um voxel cúbico de aresta 0,12 cm.

Para relacionar as dimensões físicas com pixels, o número de fatias pretendido deve ser fornecido como dado de entrada no início da execução da ferramenta. A partir da razão entre o número de fatias informado e a dimensão física máxima, obtém-se o fator a ser usado para definir as dimensões (em número de pixels) de um objeto, nomeado fanSaida.

Em um laço que percorre todo o arquivo TXT, o fanSaida é criado e inicializado com id=0 a cada novo órgão lido. Na sequência, todos os vértices e faces do órgão atual são convertidos e adicionados ao fanSaida (ver Figura 28a). Dessa maneira, de acordo com as coordenadas de cada vértice da geometria 3D, são adicionados ao objeto fanSaida “voxels primários” que são utilizados para formar as arestas das faces da estrutura voxelizada. Para preencher as arestas de cada face, uma coleção de pontos físicos 3D (com tamanho igual ao perímetro da face dividido pela aresta do voxel) é criada e preenchida com pontos pertencentes ao segmento de reta que define a aresta. Cada elemento desta coleção é voxelizado, isto é, as coordenadas são convertidas de cm para número de pixels. O voxel resultante é adicionado ao fanSaida caso o id correspondente ainda for igual a zero. As demais arestas das faces são preenchidas de modo similar (ver Figura 28b).

Figura 28 - Pontos e arestas dos pulmões do fantoma MARTIN

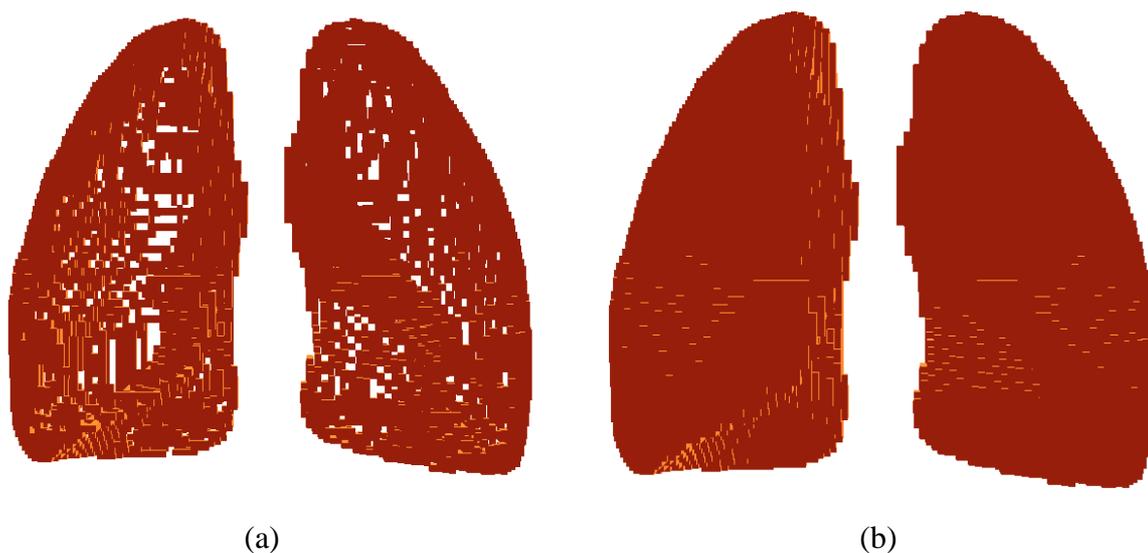


(a) Voxels primários colocados nos locais dos vértices do arquivo OBJ. (b) Arestas formadas pelas ligações entre os voxels primários. Fonte: o autor.

A coleção de pontos pertencentes ao contorno de uma face é usada para preencher o seu interior usando o mesmo princípio das arestas sendo que, agora, os segmentos de reta podem ter como extremos quaisquer dois pontos da coleção. A garantia de que a face estará

completamente preenchida vem da escolha, aparentemente exagerada, de utilizar uma coleção de pontos com tamanho igual ao perímetro da face como medida para o número de voxels que irá ligar quaisquer dois pontos da face como mostra a Figura 29a. Vale salientar que na visualização dessa figura foram deixados alguns voxels sem aparecer para ficar perceptível que o interior do órgão, até essa etapa, não está preenchido.

Figura 29 - Superfície e volume dos pulmões do fantoma MARTIN



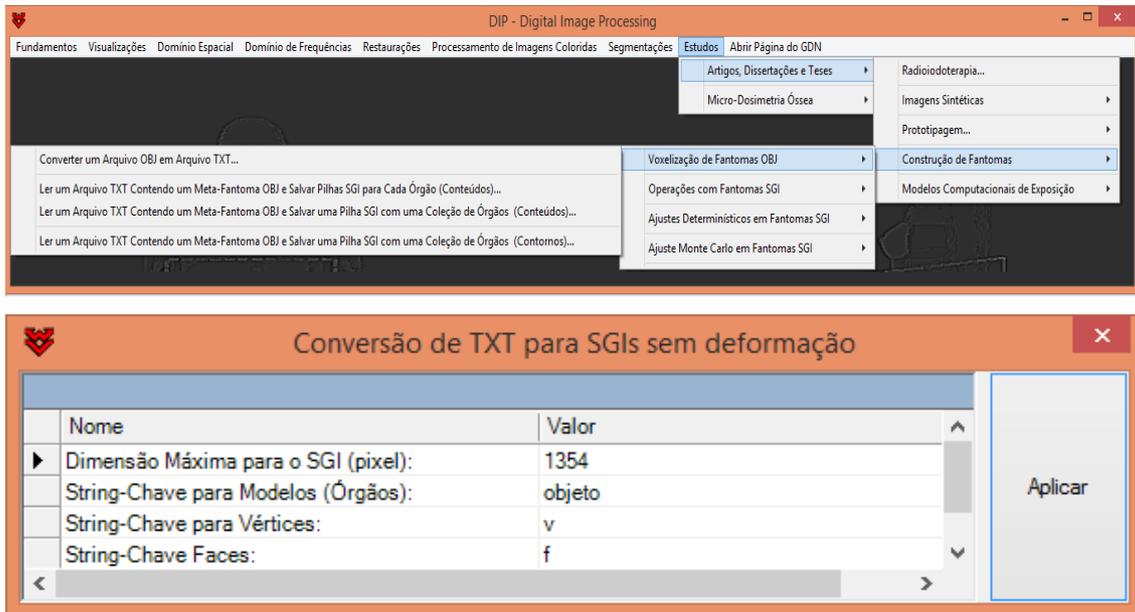
(a) Faces que formam o contorno do órgão e (b) o interior dos pulmões preenchidos por voxels. Fonte: o autor.

Finalmente, o interior do órgão é preenchido seguindo os passos: 1) Trocam-se os ids do fundo do fanSaida por um número diferente de zero; 2) Trocam-se os 0's do interior do objeto pelo id do contorno; 3) Trocam-se, novamente, os ids do fundo por zeros. O resultado desses passos são, para o exemplo apresentado aqui, os pulmões voxelizados e preenchidos que podem ser vistos na Figura 29b. O objeto fanSaida é salvo e o id atual é incrementado de 1 até percorrer todo o arquivo TXT voxelizando assim todas as estruturas do fantoma MARTIN.

3.4.3 Criação do Objeto para MARTIN.sgi

O software DIP realiza a voxelização de objetos tridimensionais de forma automática, individual e sequencial. A partir da conversão do arquivo OBJ para TXT, foi possível criar N pilhas de imagens (uma para cada estrutura) sem deformação e em formato SGI. Para a voxelização do arquivo MARTIN.txt foi utilizado o menu Estudos (Figura 30). Os dados de entrada padrão (*default*) acerca da dimensão requerida em “número de pixels” do objeto a ser voxelizado e demais informações pode ser visto também na Figura 30.

Figura 30 - Janela do Software DIP.

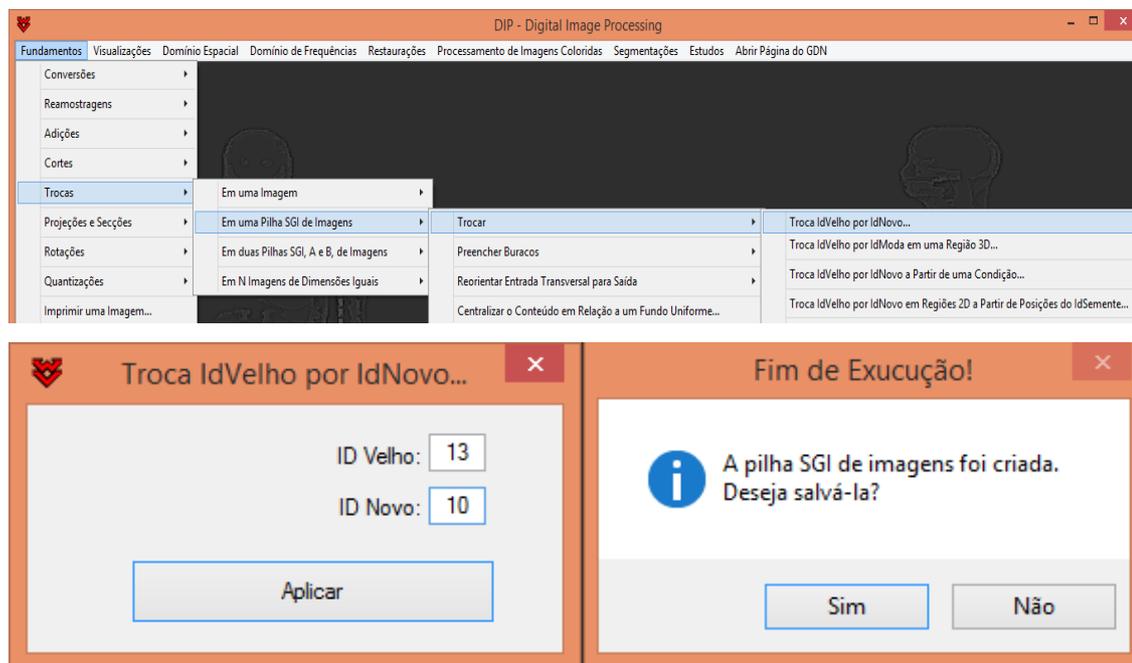


Menu Estudos do software DIP utilizado para voxelização de arquivos TXT (a cima). Caixa de diálogo do Menu Estudos com dados de entrada padrão (a baixo). Fonte: o autor

Os ids atribuídos no momento da voxelização são relacionados com a ordem de leitura de cada estrutura em um arquivo TXT. Após voxelizado, a associação dos ids aos órgãos do fantoma MARTIN.sgi seguiu uma sequência preestabelecida de uma lista, desenvolvida por Kramer e colaboradores (KRAMER et al., 1982), presente internamente no arquivo MORTRAN do código Monte Carlo EGSnrc (KAWRAKOW et al., 2017). Desta forma, a partir de trocas simples de ids (ver Figura 31) foi possível caracterizar cada estrutura do MARTIN.sgi com um id que corresponde ao órgão/tecido de interesse.

Após finalizada a etapa de voxelização, o software DIP foi utilizado para a realização de processamentos diversos como: trocas de ids para adição de contornos e conteúdos em órgãos; exclusão/adição de fatias, linhas e colunas de uma pilha SGI; ajuste do volume de uma estrutura, permitindo selecionar quais ids podem ser sobrepostos (caso seja necessário aumentar o volume de um órgão) ou trocados (caso seja necessário reduzir o volume de um órgão); construção de voxels a partir de voxels-sementes em posições predefinidas; técnicas MC para posicionar voxels em torno das sementes; adição de um contorno na região mais externa do fantoma para caracterizar a pele, etc..

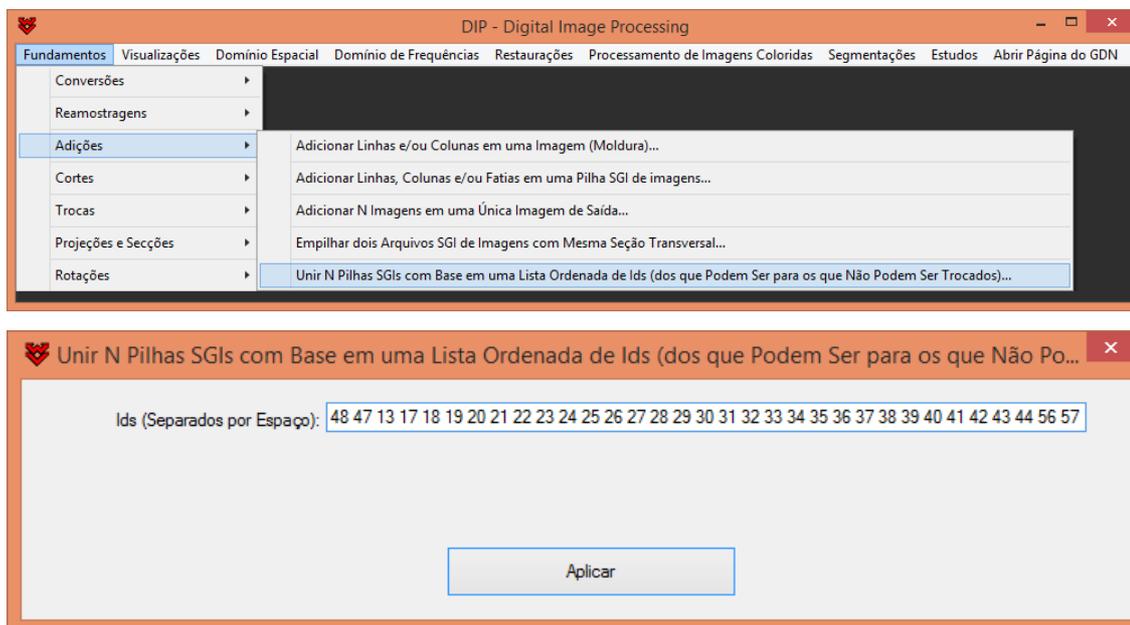
Figura 31 - Menu Fundamentos do software DIP utilizado para a realização de trocas de ids de uma pilha SGI



Fonte: o autor

Para que o fantoma final fosse criado, pilhas de órgãos específicos foram unidas em grupos com base em uma lista ordenada de ids. Esta etapa permite dar prioridade/importância às estruturas consideradas “críticas”, isto é, que não podem ter seu número de voxels alterado pela presença de estruturas circunvizinhas no momento da união. Com o intuito de caracterizar quais estruturas se enquadravam neste grupo crítico foram analisados dois critérios: tamanho inferior quando comparado às estruturas circunvizinhas e importância da estrutura para fins dosimétricos. Exemplos de algumas estruturas “críticas” que foram colocadas como prioridade na sequência de ids informada são os testículos (por serem pequenos em comparação às estruturas circunvizinhas, correm o risco de ser sobrepostos completamente) e o esqueleto (pois é importante para a dosimetria). A Figura 32 ilustra o menu Adições, utilizado para unir N pilhas SGI, em que os ids correspondentes às estruturas foram inseridos considerando a sua ordem de importância, resultando em pequenos grupos de órgãos/tecidos.

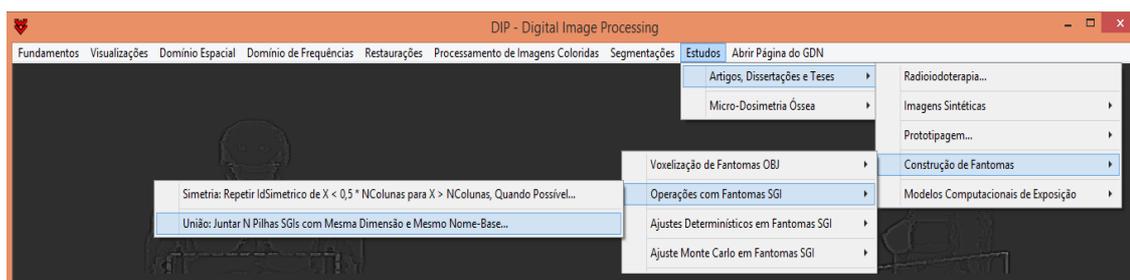
Figura 32 - Menu Adições utilizado para unir N pilhas SGI com base em uma lista ordenada de ids



Fonte: o autor

Para a junção de todos os grupos criados na etapa anterior em um único arquivo SGI, nomeado MARTIN.sgi, foi utilizado o menu Estudos (ver Figura 33).

Figura 33 - Menu Estudos, utilizado para unir pilhas SGI com mesma dimensão e mesmo nome-base



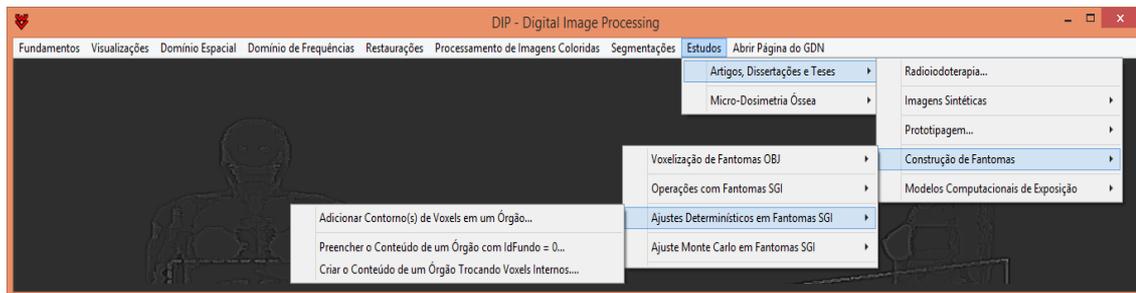
Fonte: o autor.

3.4.4 Ajuste de Massas dos Órgãos e Tecidos

Após as modificações realizadas no arquivo MARTIN.sgi, foi feita uma tabela para enumerar os órgãos/tecidos (ver o Apêndice A) com seus respectivos IDs e número de voxels, além de colunas destinadas à diferença percentual para comparação entre as massas correspondentes de cada estrutura com as fornecidas pelo relatório 89 da ICRP (ICRP 89,

2002). Com esses dados, foi possível realizar ajustes de massa e a união de todas as estruturas em uma única pilha de imagens de formato SGI. Todas as etapas foram realizadas para que o fantoma MARTIN possuísse todos os pré-requisitos necessários para ser acoplado ao código MC EGSnrc. Na Figura 34 é ilustrado o menu Estudos, utilizado para realizar os ajustes órgão a órgão da pilha resultante, adicionando contornos de voxels, preenchendo e criando o conteúdo de um órgão com base nos valores das massa e densidades definidos pela ICRP 89 e ICRU 44. É importante salientar que o fantoma não está completamente ajustado aos valores de referência da ICRP, tendo utilizado esses valores apenas para comparação entre o MARTIN e o “homem médio” da ICRP.

Figura 34 - Menu Estudos utilizado para realizar ajustes determinísticos em estruturas de uma pilha SGI



Fonte: o autor

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Visando uma apresentação mais didática dos resultados obtidos, estes estão organizados em três categorias: 1) Fantoma MARTIN no formato no qual foi originalmente modelado (malha); 2) O método de voxelização em si; 3) Estruturas do fantoma MARTIN no formato de voxels.

4.1 Órgãos e Tecidos do Fantoma MARTIN

Nessa seção serão apresentadas as estruturas (órgãos e tecidos) que compõem o fantoma MARTIN em sua etapa de malha poligonal.

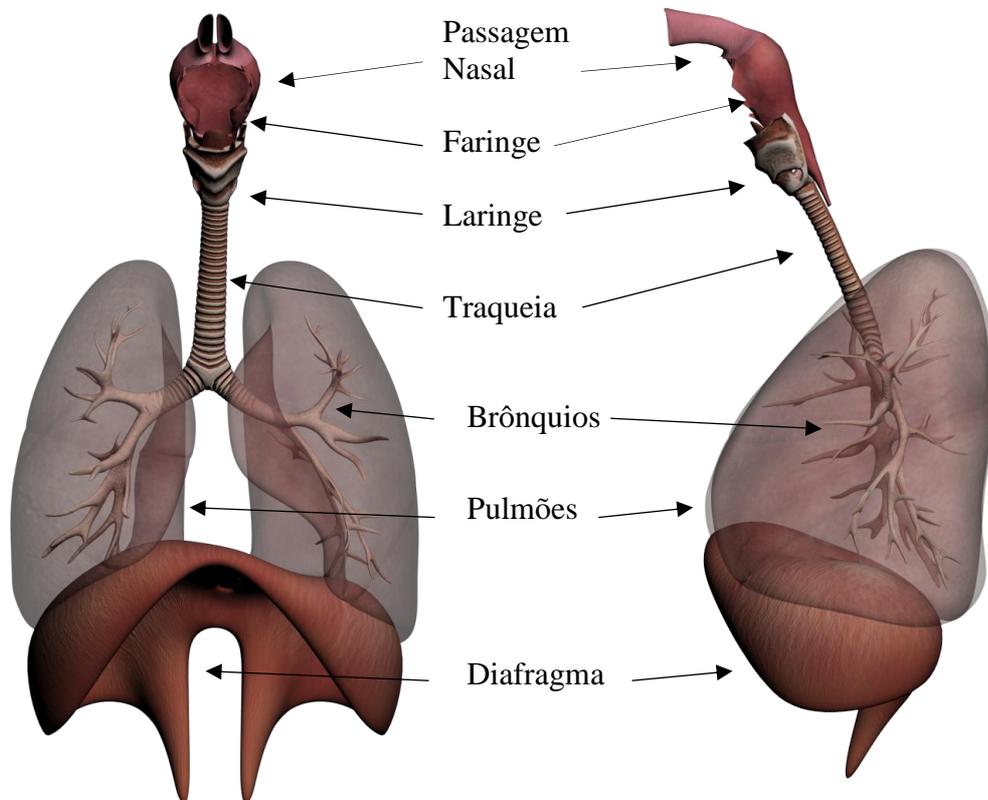
4.1.1 Sistema Respiratório

A Figura 35 mostra duas vistas (anterior e lateral) do sistema respiratório do fantoma MARTIN que é composto por seis estruturas: passagem nasal, faringe, laringe, traqueia, brônquios, pulmões e diafragma.

O diafragma, em geral, não é classificado como parte do sistema respiratório nos principais livros de anatomia humana. Trata-se de um músculo estriado esquelético e como tal classifica-se como parte do sistema muscular.

Como no modelo apresentado nesse trabalho os músculos foram todos conectados para serem modelados em conjunto e como o diafragma é o principal músculo responsável pela respiração humana, para fins de apresentação nas imagens foi feita a escolha de representar o diafragma juntamente com o sistema respiratório. Vale salientar que essa separação em sistemas é utilizada apenas com finalidade didática e não interfere no processo adotado para a voxelização do fantoma.

Para a modelagem dos pulmões foi utilizado como referência o volume que corresponde ao mesmo preenchido por ar na fase respiratória de inspiração. No interior dos pulmões foram modelados os brônquios, porém, devido às suas pequenas dimensões, os bronquíolos e alvéolos não estão incluídos nesse trabalho.

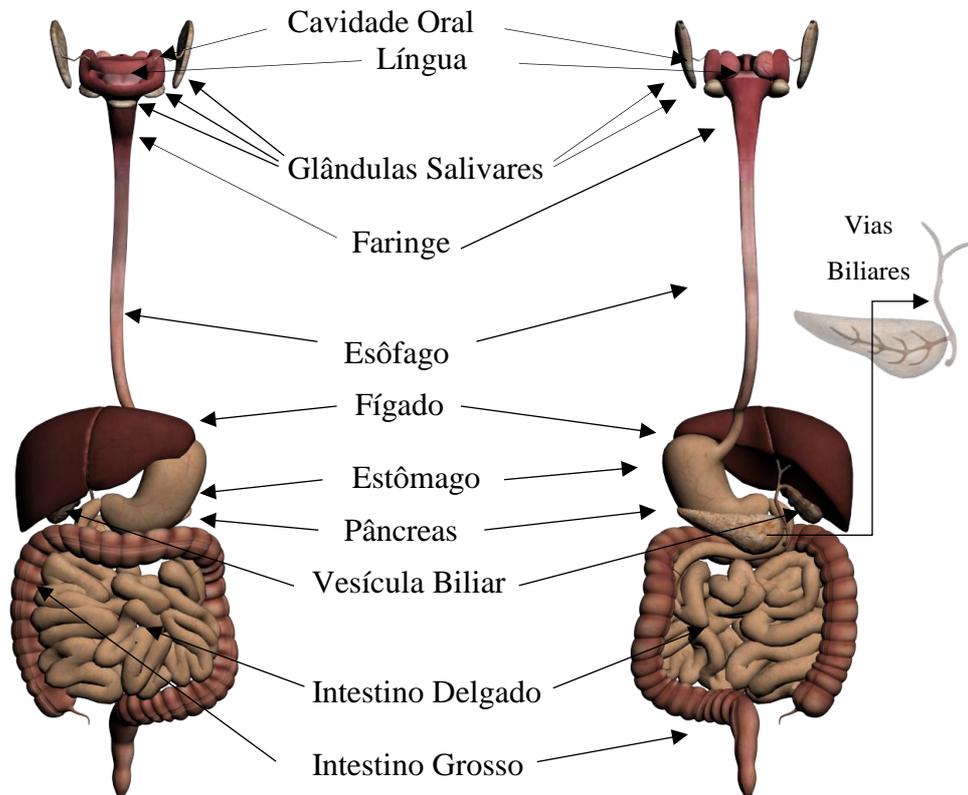
Figura 35 – Sistema Respiratório

Imagens da vista anterior (à esquerda) e lateral (à direita) dos órgãos do sistema respiratório do fantoma MARTIN. Fonte: o autor

4.1.2 Sistema Digestório

Na Figura 36 podem ser visualizadas as vistas anterior e posterior do sistema digestório que é composto por: cavidade oral, língua, glândulas salivares (parótidas, sublingual e submandibular), faringe, esôfago, fígado, estômago, pâncreas, vesícula biliar, vias biliares, intestino delgado e intestino grosso.

Figura 36 – Algumas estruturas do Sistema Digestório



Imagens da vista anterior (à esquerda) e posterior (à direita) dos órgãos do sistema digestório do fantoma MARTIN. Fonte: o autor

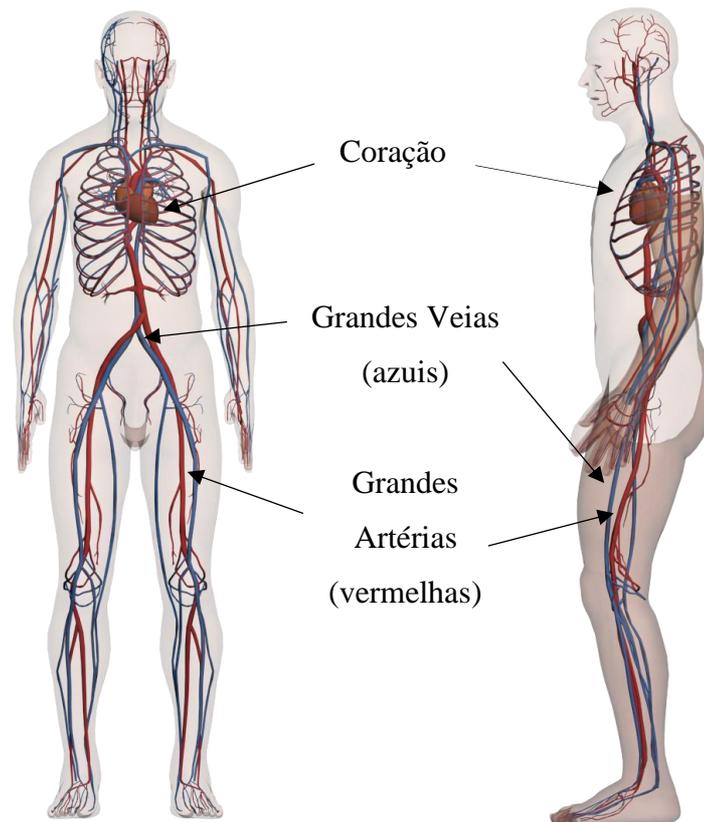
4.1.3 Sistema Circulatório

Nesse trabalho foram modelados o coração e os grandes vasos sanguíneos do corpo humano. Além disso, estão modelados nesse fantoma os principais vasos e órgãos do sistema linfático.

4.1.3.1 *Macro circulação Sanguínea*

Na Figura 37 pode ser visto o sistema conhecido como macro circulação sanguínea (RUBENSTEIN et al., 2015) que é composto pelo coração e pelos grandes vasos sanguíneos da cabeça, pescoço, tronco, membros superiores e inferiores.

Figura 37 - Sistema Circulatório (Sanguíneo)



Imagens da vista anterior (à esquerda) e lateral (à direita) dos órgãos do Sistema Circulatório (Sanguíneo) do fantoma MARTIN. Fonte: o autor

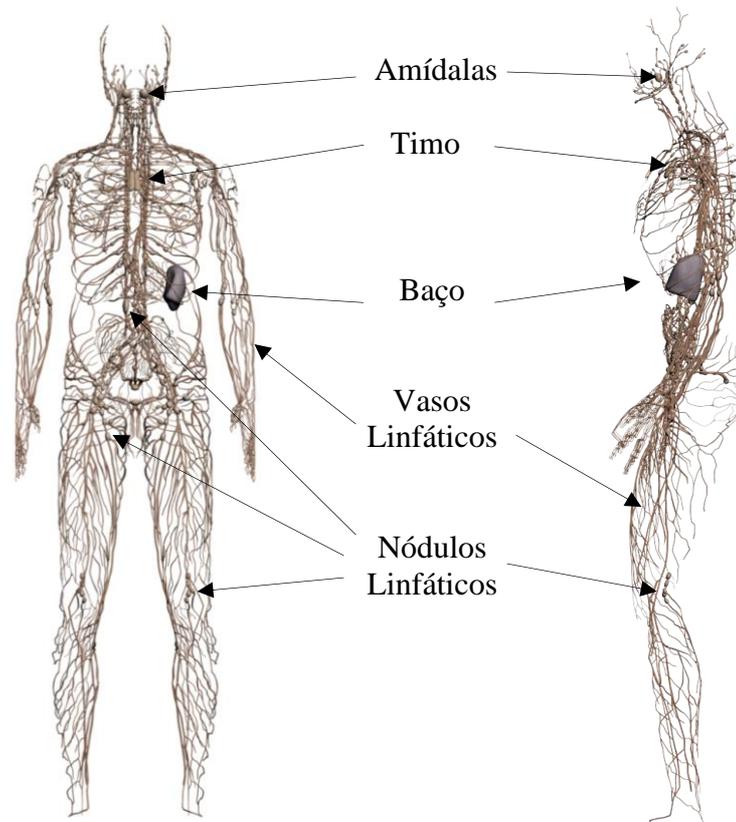
4.1.3.2 Sistema Linfático

As estruturas do sistema linfático que foram modeladas, na etapa malha, do fantoma MARTIN, podem ser visualizadas na Figura 38 (vista anterior e vista lateral). O sistema linfático desse modelo foi dividido em: amídalas, timo, baço, vasos linfáticos e nódulos linfáticos.

Os vasos linfáticos formam uma extensa e complexa rede interconectada de canais, que começam como capilares linfáticos porosos com “extremidade cega” nos tecidos do corpo e convergem para formar uma série de vasos maiores, que finalmente se conectam com grandes veias na raiz do pescoço (GRAY, 2015).

Os linfonodos são pequenas estruturas encapsuladas que interrompem o curso dos vasos linfáticos e contêm elementos do sistema de defesa do corpo, como clusters de linfócitos e macrófagos. Eles atuam como filtros elaborados que atrapalham e fagocitam partículas na linfa. Além disso, eles detectam e se defendem contra antígenos estranhos que também são carregados na linfa (GRAY, 2015).

Figura 38 - Sistema Circulatório (Linfático)

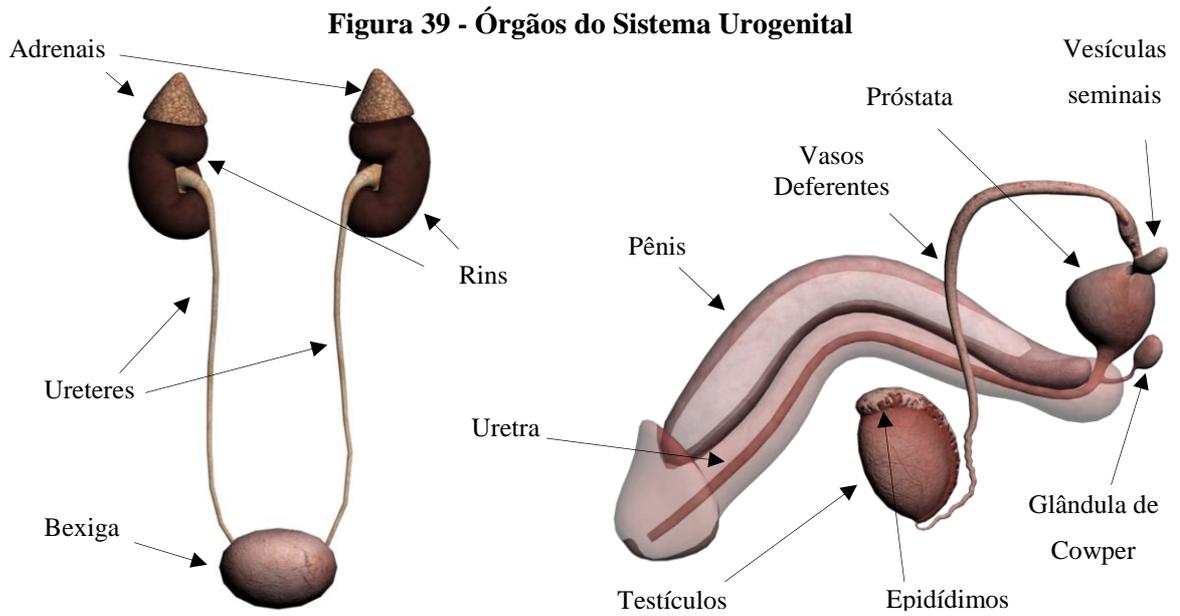


Imagens da vista anterior (à esquerda) e lateral (à direita) dos órgãos do Sistema Circulatório (Linfático) do fantoma MARTIN. Fonte: o autor

4.1.4 Sistema Urinário e Reprodutor

Na Figura 39 estão representadas as estruturas modeladas do sistema urinário e do sistema reprodutor que são: rins, adrenais (glândulas), ureteres, bexiga, uretra, pênis, testículos, epidídimos, próstata, glândula de Cowper, vasos deferentes e vesículas seminais.

Os dois sistemas, urinário e reprodutor, podem ser classificados de modo conjunto como sistema urogenital. A Figura 40 mostra a relação espacial entre as estruturas desse sistema maior.



Imagens da vista anterior (à esquerda) dos órgãos do Sistema Urinário e da vista lateral (à direita) do Sistema Reprodutor do fantoma MARTIN. Fonte: o autor Fonte: o autor

Figura 40 - Relação espacial entre os sistemas urinário e reprodutor



Fonte: o autor.

4.1.5 Sistema Esquelético

Os ossos do fantoma mesh, diferente dos músculos, foram mantidos separados uns dos outros. Na cabeça, por exemplo, foram modeladas quatro estruturas: crânio, mandíbula, dentes inferiores e dentes superiores. Nesse trabalho estão modeladas 46 estruturas (ver Tabela 2 no apêndice – A) do sistema esquelético que podem ser vistas na Figura 41.

Figura 41 - Sistema Esquelético



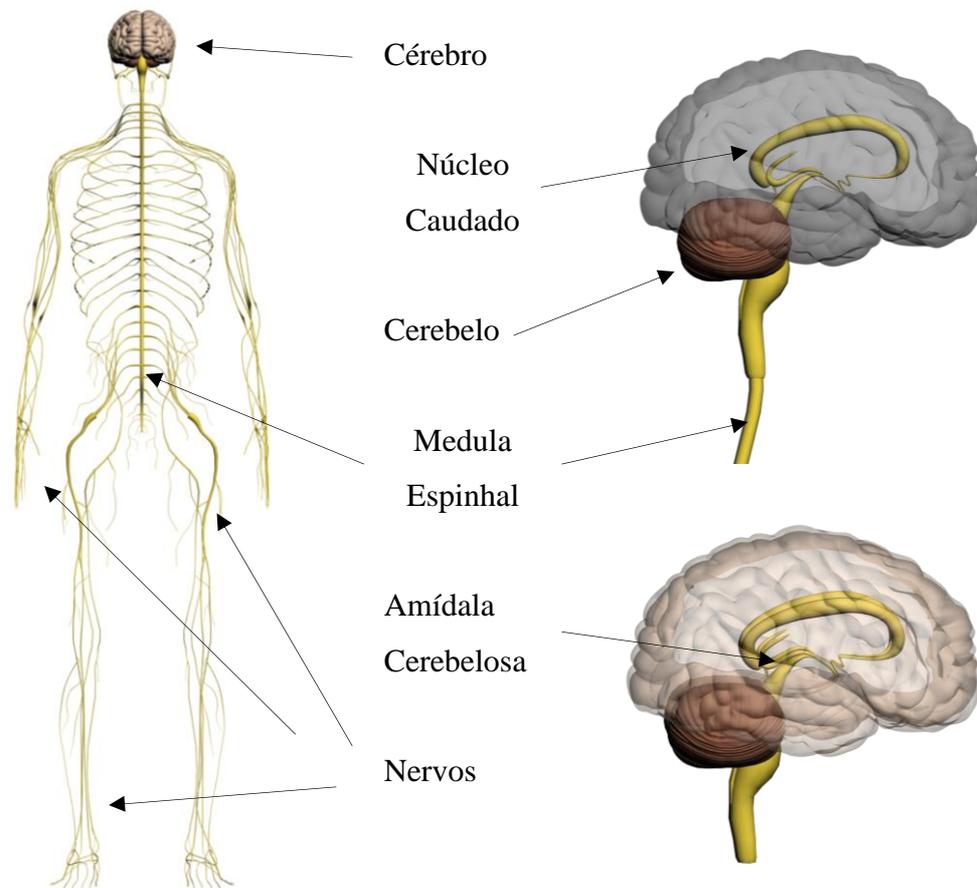
Imagens da vista anterior (à esquerda) e lateral (à direita) dos ossos do Sistema Esquelético do fantoma

MARTIN. Fonte: o autor

4.1.6 Sistema Nervoso

Para o sistema nervoso foi realizada a modelagem do cérebro, cerebelo, amígdala cerebelosa, medula espinhal, núcleo caudado e nervos. Os órgãos e tecidos modelados do sistema nervoso podem ser vistos na Figura 42.

Figura 42 - Sistema nervoso



Fonte: o autor.

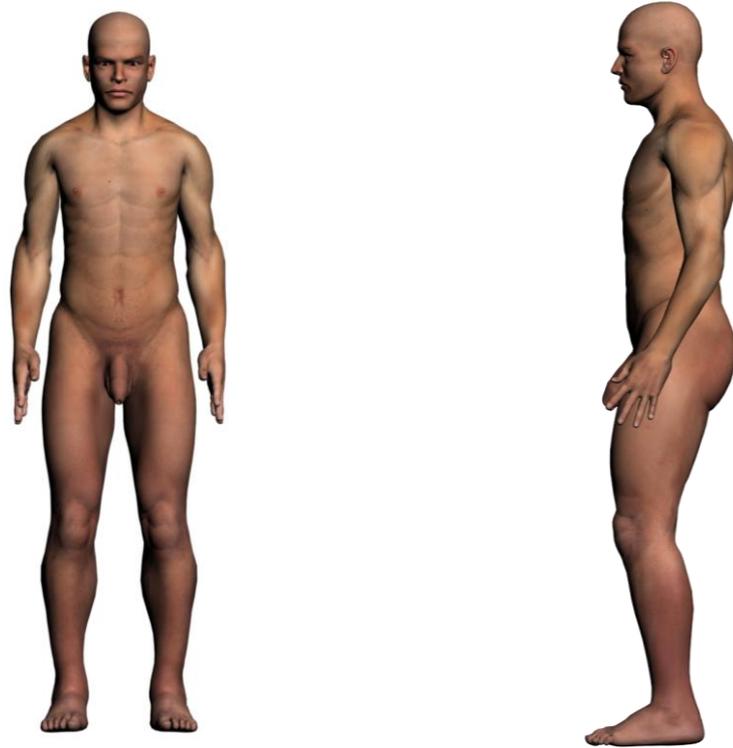
4.1.7 Sistema Tegumentar (Pele)

Sistema tegumentar é o conjunto de estruturas que formam o revestimento externo dos seres vivos. Nos seres humanos é composto por pele, unhas, pelos e cabelos. No fantoma MARTIN a única estrutura modelada do sistema tegumentar, como mostra a Figura 43, é a pele.

4.1.8 Outras estruturas

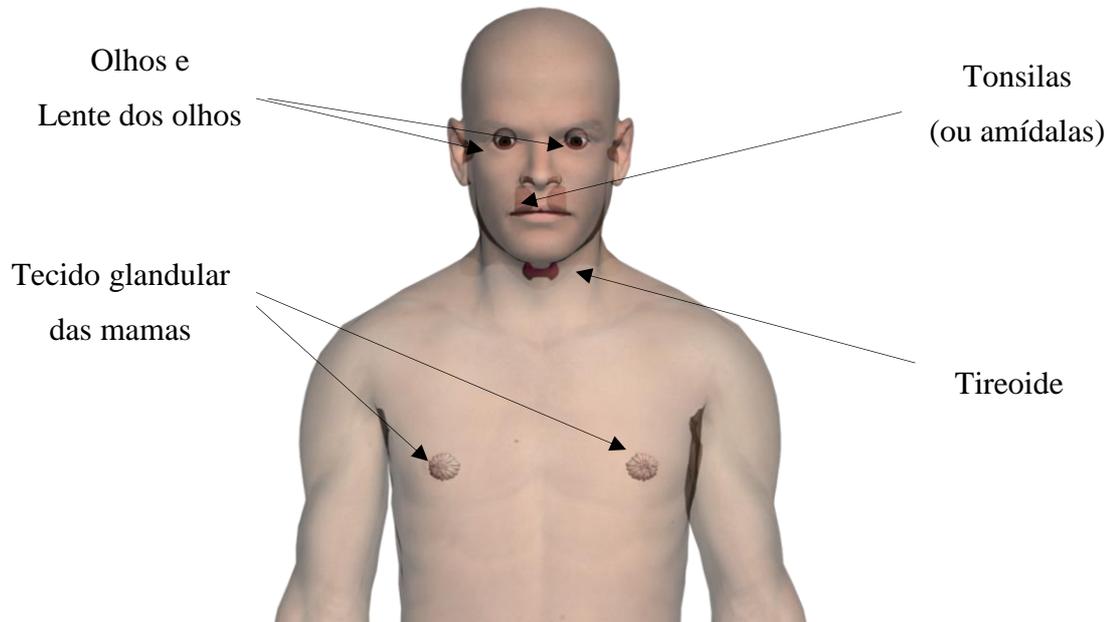
Com o intuito de deixar o fantoma desenvolvido mais completo, foram adicionadas ainda outras estruturas que podem ser vistas na Figura 44. Nesse fantoma, os olhos são divididos em corpo e lente, há também a tireoide, tecido glandular da mama, e amígdala (glândula).

Figura 43 - Sistema Tegumentar (Pele)



Imagens da vista anterior (à esquerda) e lateral (à direita) da pele do fantoma MARTIN. Fonte: o autor

Figura 44 - Outras estruturas



Outras estruturas modeladas no fantoma MARTIN. Fonte: o autor.

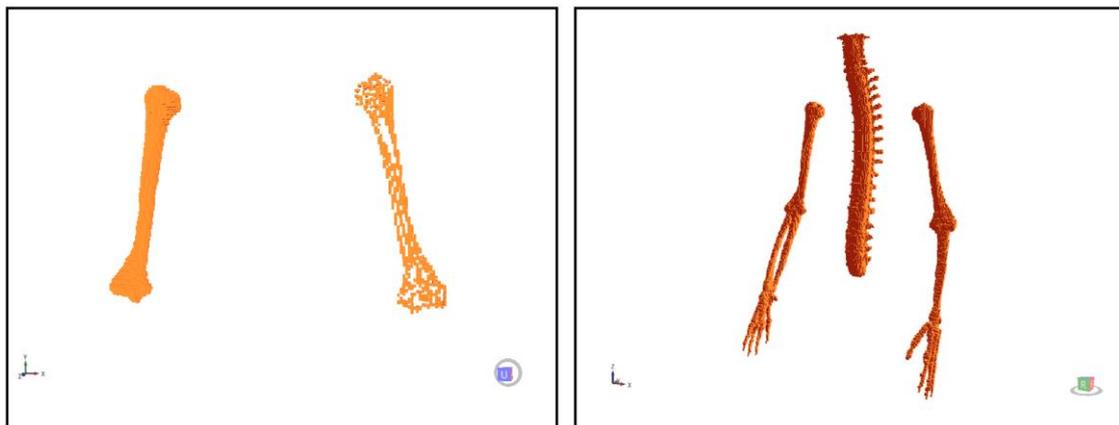
4.2 Método de voxelização desenvolvido

O método de voxelização desenvolvido se mostrou robusto em transformar malhas poligonais em estruturas voxelizadas.

Um dos problemas solucionados pelo método está em voxelizar malhas formadas por polígonos de um número “n” de lados qualquer. Em geral, é necessário, antes de utilizar um software para voxelização, fazer uso de métodos que transformem todos os polígonos da malha em quadriláteros. A suposição de que a malha será inteiramente formada por polígonos de um único tipo é, em geral, feita por métodos que foram previamente desenvolvidos como o caso de LEE e colaboradores (2010) que desenvolveram um código em MATLAB® para voxelizar malhas “triangularizadas”. O resultado de voxelizar uma malha com polígonos de vários tipos tratando-os como quadriláteros é insatisfatório pois o objeto voxelizado acaba ficando com vários “buracos”. A Figura 45 (à esquerda) mostra uma voxelização do tecido ósseo feita por uma versão anterior do software DIP, na qual pressupunha-se que a malha estava completamente “quadriculada”.

O método de voxelização desenvolvido nesse trabalho obtém a informação de quais tipos de polígonos estão compondo a malha original a ser voxelizada. O resultado obtido é mostrado na Figura 45 (à direita) onde é possível observar que não há “buracos” nas estruturas voxelizadas.

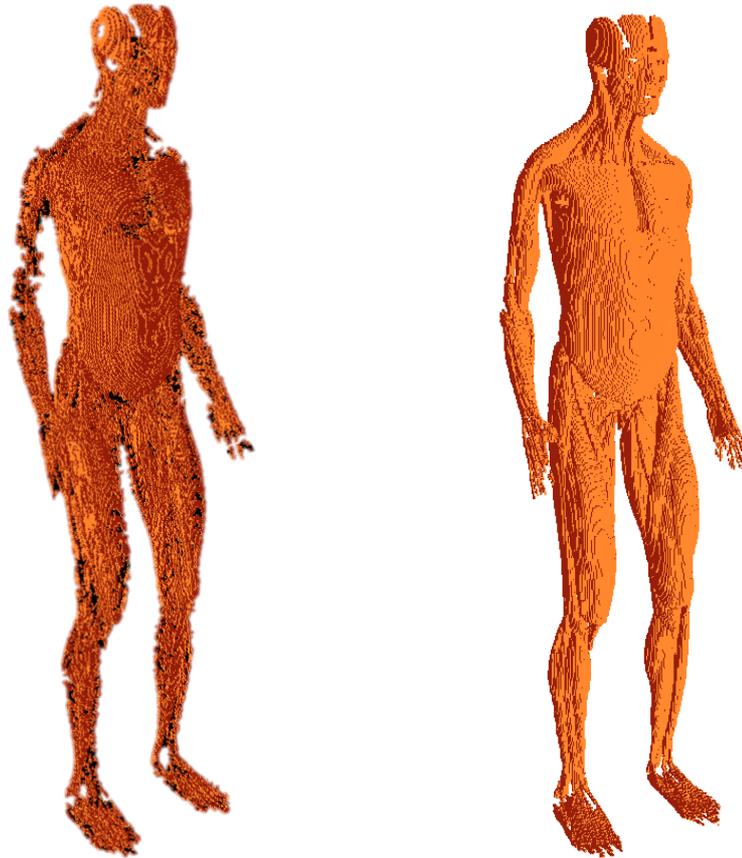
Figura 45 - Correção do tecido ósseo voxelizado



Fonte: o autor.

Na Figura 46 há outro exemplo, para o sistema muscular, mostrando a eficiência da ferramenta de voxelização desenvolvida.

Figura 46 - Correção do sistema muscular voxelizado



Tecido muscular voxelizado pela versão anterior do software (à esquerda) e o tecido muscular voxelizado com a versão atual do DIP (à direita). Fonte: o autor.

4.3 Fantoma Voxelizado

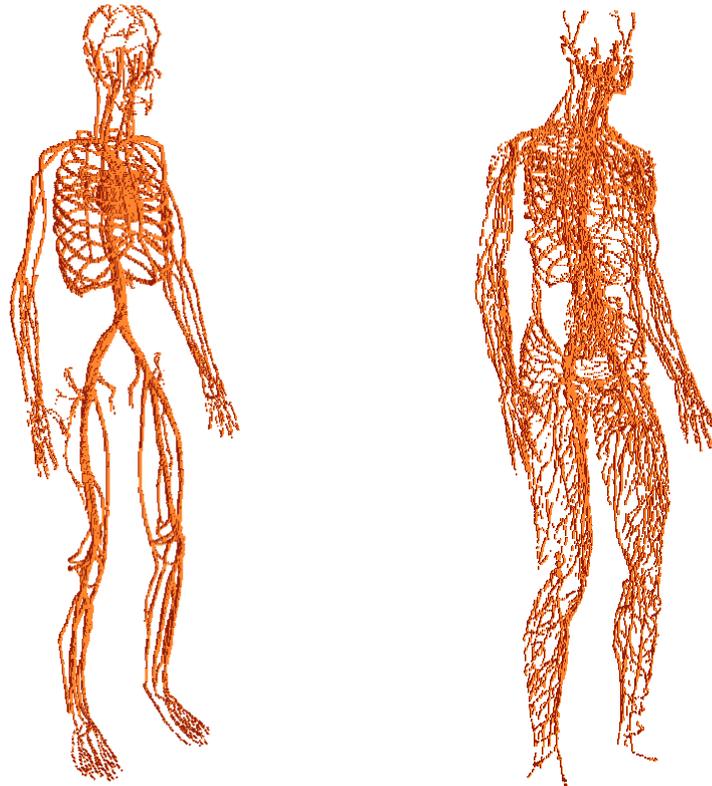
A seguir, alguns dos órgãos e tecidos voxelizados serão mostrados para ilustrar a voxelização realizada do fantoma MARTIN. Nessa versão inicial do fantoma, foram utilizados voxels cúbicos de aresta 1,2 mm, o que gera um voxel com volume $0,001728 \text{ cm}^3$.

Uma característica especial do fantoma MARTIN voxelizado é que, diferentemente dos demais fantasmas desenvolvidos, nele estão segmentados os vasos sanguíneos e linfáticos (ver a Figura 47). De modo que um ID foi atribuído a cada um deles. Em geral, nos fantasmas de

voxel não são segmentados os vasos linfáticos, mas apenas os linfonodos, e, além disso, é utilizado o identificador de sangue para os vasos.

Isso foi necessário pois pretende-se utilizar o fantoma MARTIN em aplicações nas quais os vasos atuem como fonte de radiação como, por exemplo, em exames de linfo cintilografia.

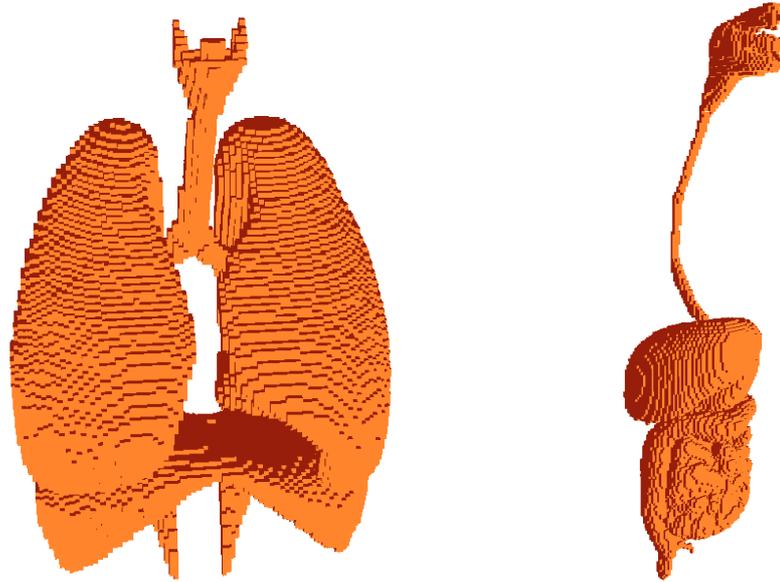
Figura 47 - Vasos sanguíneos e linfáticos voxelizados



Macro circulação sanguínea (à esquerda) e sistema linfático (à direita). Fonte: o autor

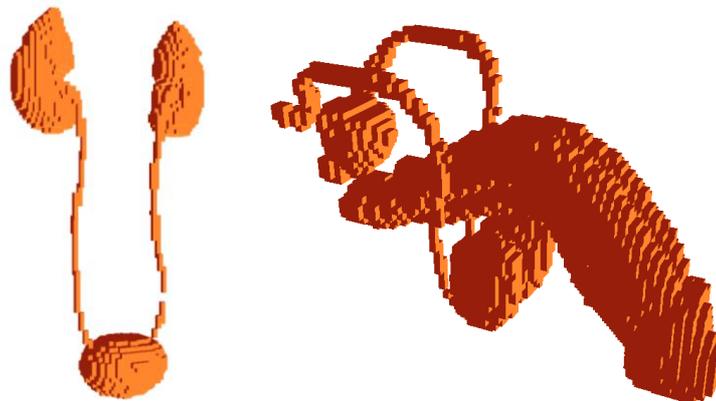
As Figura 48, Figura 49 e Figura 50 mostram alguns órgãos e tecidos do fantoma MARTIN voxelizados.

Figura 48 - Sistemas respiratório e digestório voxelizados



Na imagem, o sistema respiratório está à esquerda enquanto que o digestório está a direita. Fonte: o autor

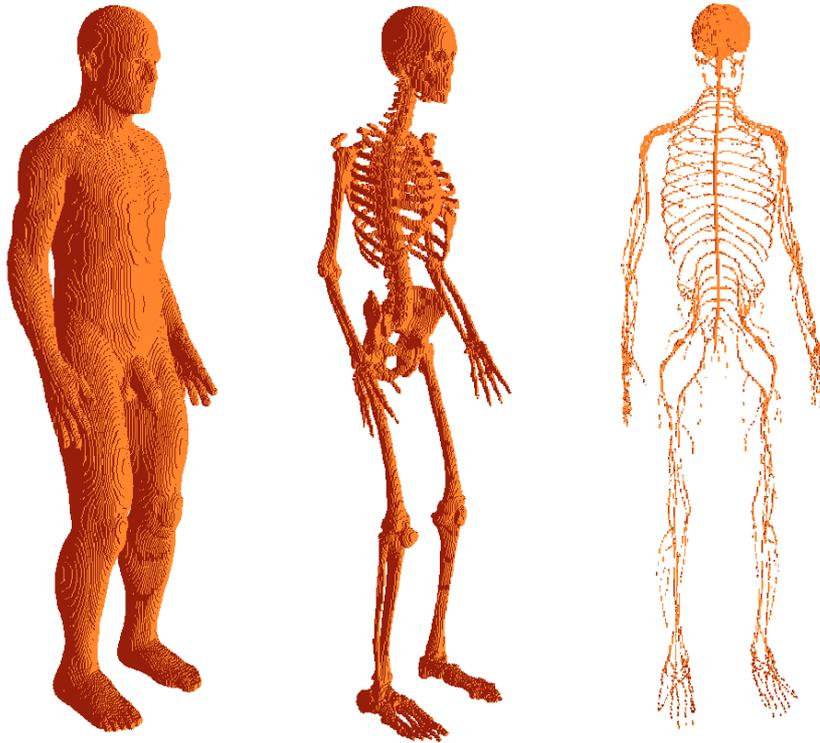
Figura 49 – Sistema Urinário e reprodutivo voxelizado



Fonte: o autor.

Na Figura 50 é possível visualizar “descontinuidades” na imagem do sistema nervoso voxelizado. Isso ocorre devido às dimensões dos nervos serem menores do que a dimensão adotada para os voxels nesse trabalho (0,12 cm).

Figura 50 - Pele, ossos e sistema nervoso voxelizados



Fonte: o autor.

Nas figuras abaixo são mostradas seções do fantoma MARTIN onde podem ser visualizadas algumas estruturas que estão segmentadas nesse fantoma. Na Figura 51 são mostradas imagens de duas fatias transversais e na Figura 52 são mostradas três seções frontais nas quais pode ser observada a presença dos vasos (sanguíneos e linfáticos) ao longo de todo o fantoma. Na Figura 53 podem ser observadas três fatias sagitais do fantoma MARTIN.

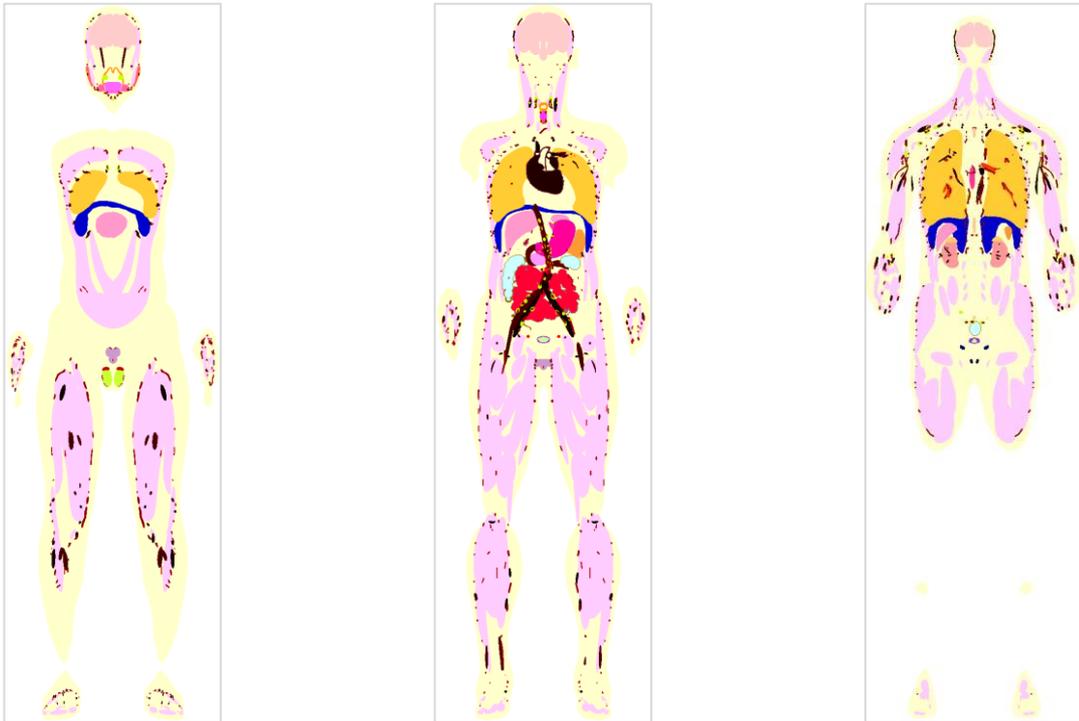
Estas visualizações nos planos frontal, transversal e sagital são úteis para verificar a localização dos órgãos e estruturas do fantoma desenvolvido.

Figura 51 - Seções transversais do fantoma MARTIN voxelizado



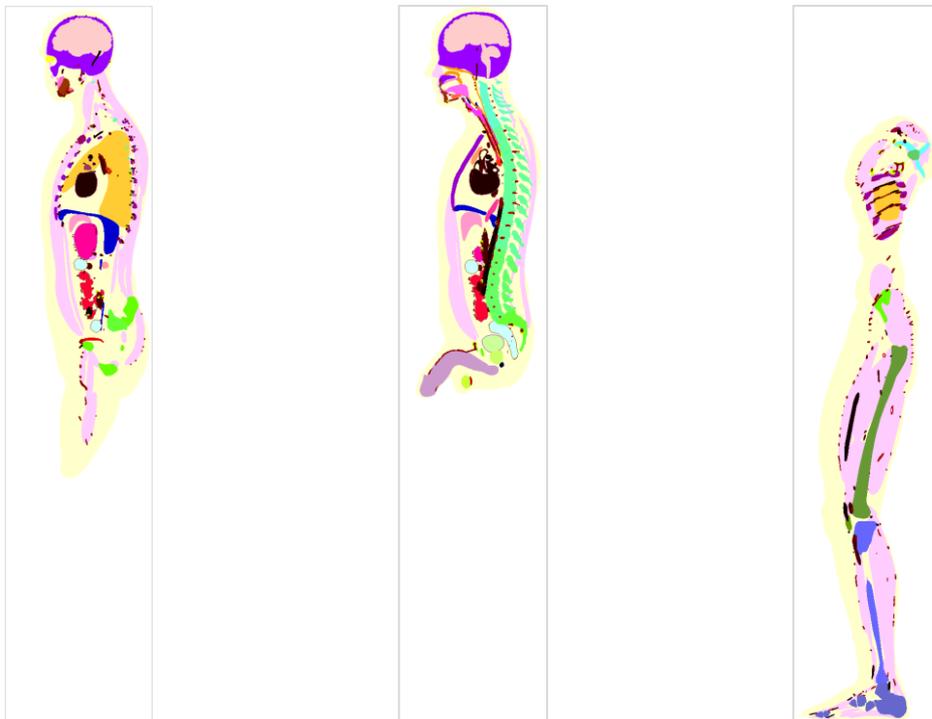
Fatias transversais: F349 (à esquerda) e F432 (à direita). Fonte: o autor.

Figura 52 - Seções frontais do fantoma MARTIN voxelizado



Fatias Frontais: F129 (à esquerda), F168 (centro) e F211 (à direita). Fonte: o autor.

Figura 53 - Seções sagitais do fantoma MARTIN voxelizado



Fatias Sagitais: F186 (à esquerda), F213 (centro) e F322 (à direita). Fonte: o autor.

5 CONCLUSÃO

O fantoma MARTIN foi desenvolvido nesse trabalho com a intenção de produzir um modelo computacional para um homem adulto e, embora não se pretendesse ajustar com grande precisão seus parâmetros àqueles da ICRP 89, procurou-se não se afastar demais daquele que seria o “homem médio”.

A opção por desenvolver um fantoma mesh deu-se principalmente devido à falta de flexibilidade envolvida em fantomas tomográficos e devido à facilidade de acesso aos meios necessários para produzir um modelo antropomórfico computacional a partir de objetos 3D muito menos complexos.

Um rigging e skinning bem feitos correspondem a uma parcela considerável do que é necessário para animar um personagem em uma cena 3D. Em relação aos interesses desse trabalho, a vantagem em se ter optado por esse caminho, ao invés de “cortar e colar” a malha da forma que se deseja posicionar o fantoma, foi, além de se aprofundar numa metodologia que até então não havia sido utilizada pelo GDN, foi a de deixar o fantoma MARTIN preparado para aplicações que envolvam movimento do fantoma, tais como: movimento do tórax devido à respiração, acidentes, caminhada em solo contaminado, etc.

Os fantomas mesh, embora vantajosos em grande parte de seus aspectos, possui uma característica que muitas vezes é tida como “defeito”. Ao terminar de desenvolver um fantoma de malha poligonal, ainda resta uma etapa necessária antes de acoplá-lo a um código MC: transformar suas estruturas em voxel. Nesse trabalho foi apresentado um resumo de uma metodologia desenvolvida para voxelizar fantomas de malha.

6 PERSPECTIVAS

As principais perspectivas desse trabalho são:

1. Acoplar o fantoma desenvolvido ao código MC EGSnrc;
2. Segmentar o tecido ósseo e realizar a validação do fantoma MARTIN;
3. Desenvolver um algoritmo de uma fonte interna que simule exames de medicina nuclear que tenham os vasos linfáticos como fonte;
4. Utilizar o fantoma voxelizado MARTIN para avaliação dosimétrica em exames de linfo-cintilografia.

7 REFERÊNCIAS

ALDERSON, S. W., L. H., LANZL, M. ROLLINS, SPIRA, J., An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. **Am. J. Roentg.**, v. 87, p. 185-95, 1962.

ALVES, M. S. **Desenvolvimento de um sistema computacional para edição de objetos 3d e análise de resultados dosimétricos**. Dissertação de Mestrado PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2013.

AUTODESK® 3ds Max®. Version 2015. San Rafael, CA, 2015.

AUTODESK® 3ds Max®. Version 2017. San Rafael, CA, 2017.

BARBOSA, A. K. S. **Avaliação dosimétrica em braquiterapia permanente de baixa taxa de dose para tratamento de câncer de Próstata**. Dissertação de Mestrado PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2010.

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

CABRAL, M. O. M. **Desenvolvimento de Um Modelo Computacional de Exposição para Uso em Avaliações Dosimétricas em Gestantes**. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2015, 94 p.

CAMPBELL, R. C.; FLYNN, P. J. A Survey of Free-Form Object Representation and Recognition Techniques. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 81, p. 166–210, 2001.

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.

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

CASSOLA, V. F. **Acoplamento dos Fantomas Tomográficos FAX06 e MAX06 ao Código Monte Carlo GEANT4**. Dissertação de Mestrado PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2007.

CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantasmas humanos computacionais usando malhas poligonais em função da postura, massa e altura.** Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2011, 102 p.

CASSOLA, V. F.; MILIAN, F. M.; KRAMER, R.; LIRA, C. A. B. de O.; KHOURY, H. J. Standing adult human phantoms based on 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of male and female caucasian populations. **Physics in Medicine and Biology**, v. 56, p. 3749–3772, 2011.

CHRIST A.; KAINZ, W.; HAHN E. H.; HONEGGER K.; ZEFFERER M.; NEUFELD E.; RASCHER W.; JANKA R.; BAUTZ W.; CHEN J.; KIEFER B.; SCHMITT P.; HOLLENBACH H.-P.; SHEN J.; OBERLE M.; SZCZERBA D.; KAM A.; GUAG J. W.; KUSTER N. The Virtual Family - development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations, **Phys. Med. Biol.**, 55, N23-N38, 2010.

COSTA, R. K. F. **Radiografias digitais sintéticas utilizando modelos computacionais de exposição do tipo fantasmas de voxels/EGS4.** Dissertação de Mestrado PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2008.

CRISTY, M. Mathematical Phantoms Representing Children at Various Ages for Use in Estimates of Internal Dose. **Relatório Técnico ORNL/NUREG/TM-357**, Tenn. USA, jun. 1980.

DELAFIELD, H. J. Gamma-ray exposure in a man phantom related to personal dosimetry. **Physics in Medicine & Biology**, v. 11, n. 1, 1966.

DERAKHSHANI, R. L.; DERAKHSHANI, D. **AUTODESK® 3DS MAX® 2015 ESSENTIALS.** Autodesk official press, 2015

DERAKHSHANI, R. L.; DERAKHSHANI, D. **AUTODESK® 3DS MAX® 2016 ESSENTIALS.** Autodesk official press, 2016.

DEUS, S. F.; POSTON, J. W. The Development of a Mathematical Phantom Representing a Ten-Year Old for Use in Internal Dosimetry Calculations. **Relatório Técnico ORNL-5171**, Tenn. USA, p. 76-79, out. 1976.

DIMBYLOW, P. J. **The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry.** Proceedings of the Workshop on Voxel Phantom Development, Chilton, UK, 1996.

EMSHOFF, J. R.; SISSON, R. L. **Design and Use of Computer Simulation Models.** Macmillan, New York, N.Y. 1970.

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.

GRAY, H. **Gray's anatomy for students**, ed. 3, USA, Churchill Livingstone Elsevier, 2015

HWANG, J. L.; POSTON, J. W.; SHOUP, R. L.; WARNER, G. G. Maternal, Fetal and Pediatric Phantoms. **Relatório Técnico ORNL-5046 Oak Ridge**, Tenn. USA, p. 259-261, jun, 1975.

HWANG, J. M. L.; SHOUP, R. L.; POSTON, J. W. Mathematical Description of a Newborn Human for Use in Dosimetry Calculations. **Relatório Técnico ORNL/TM-5453 Oak Ridge**, Tenn. USA, p. 52, set, 1976a.

HWANG, J. M. L.; SHOUP, R. L.; POSTON, J. W. Modifications and Additions to the Pediatric and Adult Phantoms. **Relatório técnico ORNL/TM – 5454 Oak Ridge**, Tenn. USA, 1976b.

HWANG, J. M. L.; SHOUP, R. L.; WARNER, G. G.; POSTON, J. W. Mathematical Descriptions of a One and Five Year Old Child for Use in Dosimetry Calculations. **Relatório técnico ORNL/TM – 5293 Oak Ridge**, Tenn. USA, p.114, mar, 1976c.

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

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 110. Oxford, 2009.

JONES, R. M.; POSTON, J. W.; HWANG, J. M. L.; JONES, T. D.; WARNER, G. G. The Development and Use of a Fifteen Year Old Equivalent Mathematical Phantom for Internal Dose Calculations. **Ralatório técnico ORNL/TM – 5278 Oak Ridge**, Tenn. USA, p. 98, jun, 1976.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O.; TESSIER, F.; WALTERS, B. R. B. The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. **Technical Report PIRS-701**. National Research Council Canada, Ottawa, 2017.

KRAMER, R.; ZANKL, M.; WILLIAMS, G.; DREXLER G. **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms**, GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; FUELLE, D. All about max: a male adult voxel phantom for monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Phys. Med. Biol**, v. 48, n. 10, p. 1239, 2003.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, V. J. M.; LIMA, F. R. A.; HOFF, G. All about fax: a female adult voxel phantom for monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Phys. Med. Biol**, v. 49, n. 23, p. 5203, 2004.

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.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J. CALDOSE X - A software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 53, No. 22, 2008, 24 p.

KRAMER, R.; CASSOLA, V. F.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LIMA, V. J.; BROWN, K. R. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations. **Phys Med Biol**. v. 55, n. 1 p. 163-89, 2010

LE, B. H.; HODGINS, J. K. Real-time Skeletal Skinning with Optimized Centers of Rotation. **Journal ACM Trans Graph**, v. 35, n. 4, New York, NY, USA, Jul. 2016.

LEAL NETO, V. **Desenvolvimento de uma interface gráfica de usuário para modelos computacionais de exposição externa**. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2007.

LEE, C.; LODWICK, D. L.; PAFUNDI, D. H.; WHALEN, S. R.; WILLIAMS, J. L.; BOLCH, W. E. The University of Florida Pediatric Phantom Series. Em: **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry**, p. 199, CRC Press, 2010

LIMA, V. J. M. **Desenvolvimento de fantasmas mesh infantis, morfológicamente consistentes com a anatomia humana, para uso em dosimetria**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2011, 92 p.

LIMA, V. J. M.; CASSOLA, V. F.; Kramer, R.; LIRA, C. A. B. O.; Khoury, H. J.; VIEIRA, J. W. Development of 5- and 10-year-old pediatric phantoms based on polygon mesh surfaces. **Med. Phys**, v. 38, n. 8, p. 4723-36, 2011.

LIMA, L. F. **VAP3D - Uma Ferramenta Computacional para Visualização e Edição de Fantasmas e Avaliação Dosimétrica**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2012.

LIPPERT, L. S. **Clinical Kinesiology and Anatomy**. FA Davis Company, Philadelphia, 2011.

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

LOUREIRO, E. C. M. **Construção de simuladores baseados em elementos de volume a partir de imagens tomográficas coloridas**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2002.

MURDOCK, K. L. **Autodesk® 3ds Max® 2014 Bible**, Wiley, USA, 2014.

NOBEL PRIZE "The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979". Nobelprize.org. Nobel Media AB 2014. Web. 10 Dec 2017. <http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/>, 1979.

PEIXOTO, P. H. R. **Desenvolvimento de um modelo computacional para avaliações dosimétricas em ratos**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2008.

PIXOLOGIC. **ZBrush The all-in-one digital sculpting solution**. Disponível em <pixologic.com>. Acessado em 08/12/2017.

RSD. Radiology Support Devices. Disponível em <http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm>. Acessado em 01/02/2018.

REDDY, M. **The graphics file formats page**. Disponível em <<http://www.martinreddy.net/gfx>>. Acessado em 20/01/2017.

RHINOCEROS. **A NURBS modeling software**. Disponível em: <<http://www.rhino3d.com>>. Acessado em 09/12/2017.

ROOSENDAAL, T. **Blender 2.79**. Disponível em <www.blender.org>. Acessado em 08/12/2017.

RUBENSTEIN, D. A.; YIN, W.; FRAME, M. D. **Biofluid mechanics: an introduction to fluid mechanics, macrocirculation, and microcirculation**. Ed. 2^a, Elsevier, 2015.

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**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2006.

SANTOS, M. S. **Desenvolvimento de um modelo computacional para simulação de braquiterapia ocular**. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2013.

SANTOS, P. N. C. **Simulação de um tratamento radioterápico crânio-espinhal utilizando um fantoma de voxel infantil e espaços de fase representativos de um acelerador linear**. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2016.

SAVORY, P.; MACKULAK, G. T. The Science of Simulation Modeling, **International Conference on Simulation in Engineering Education**, v. 26, n. 1, p. 115-119, jan 1994.

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

SHANNON, R.E. **Systems Simulation the Art and Science**. Prentice-Hall, 1975.

SHANNON, R. E. Introduction to the art and science of simulation. **Proceedings of the 1998 Winter simulation conference**, Washington, USA, p. 7-14, 13-16 Dec. 1998.

SMITH, A. R. The Dawn of Digital Light. **IEEE Annals of the History of Computing**, v. 38, n. 4, p. 74-91, Out.-Dec. 2016.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; Warner, G. G. Estimates of Specific Absorbed Fractions for Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom. **Panfleto MIRD nº 5, revisado**, Health physics division, Oak Ridge. p. 70, 1978.

SOBOTTA: **Atlas of Human Anatomy**, ed. 14, Elsevier GmbH, Munich, 2006.

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

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

SPITZER, V. M.; WHITLOCK, D. G. **Atlas of the Visible Human Male**. Boston, USA, 1998.

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.

TANAKA, G.; NAKAHARA, Y.; NAKAJIMA, Y. Japanese reference man 1988-iv: Studies on the weight and size of internal organs of normal japanese. **Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi**, v. 49, p. 344, 1989.

VEIT, R.; ZANKL, M.; PETOUSSI, N.; MANNWEILER, E.; WILLIAMS, G.; DREXLER, G. Tomographic Anthropomorphic Models, Part I: Construction Technique and Description of Models of an 8 Week Old Baby and a 7 Year Old Child. **GSF relatório no. 3/89 da Sociedade para Radiação e Pesquisa Ambiental mbH**, Munique, Alemanha, 1989.

VEIT, R.; PANZER, W.; ZANKL, M.; SCHEURER, C. Vergleich berechneter und gemessener dosen an einem anthropomorphen phantom. **Z. Med. Phys.**, v. 2, p. 123–126, 1992.

VIEIRA, J. W. **Construção de Um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos dosimétricos Utilizando o Código EGS4 e Fantomas de Voxels**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2004, 101p.

VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. A Software to Digital Image Processing To Be Used in the Voxel Phantom Development. **Cellular and Molecular Biology**, vol. 55, p. 16-22, 2009.

VIEIRA, J. W.; NETO, V. L.; FILHO, J. M. L.; LIMA, F. R. A. Desenvolvimento de algoritmos simuladores de fontes radioativas planares para uso em modelos computacionais de exposição. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, n. 1, p. 1–17, 2013.

VIEIRA, J. W. **MonteCarlo – Um software para uso em avaliações dosimétricas das radiações ionizantes**. Tese apresentada à Comissão Permanente de Pessoal Docente, para fins de progressão à classe de professor Titular, IFPE, Recife, Pernambuco, 2017. 130p.

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.

WOODARD, B. Q. e WHITE, D. R. The composition of body tissues. **British Jour. Rad.**, v. 59, p. 1209-19, 1986.

XU, X. G.; CHAO, T. C.; BOZKURT, A. Vipman: An image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations. **Health Physics**, v. 78, n. 5, p. 476–486, 2000.

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.

ZHANG, J. Y.; NA, Y. H.; XU, X. G. Development of whole-body phantoms representing an average adult male and female using surface-geometry methods. **Med Phys**, v. 35, n. 6, p. 2875, 2008.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; RATTNER, Z.; GINDI, G.; HOFFER, P. B. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. **Med Phys**, v. 21, n. 2, p. 299–302, 1994.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMIH, E. O.; SMITH, A. L. Two Dedicated Software, Voxel-Based, Anthropomorphic (Torso and Head) Phantoms. Em: **Proc. Workshop on Voxel Phantom Development**, Ed. National Radiological Protection Board, Chilton, UK, July 1996.

ZUBAL I. G., **The Yale Voxel Phantoms**, disponível em <<http://noodle.med.yale.edu/zubal/>>. Acessada em dezembro, 2017.

8 APÊNDICE A – ESTRUTURAS DO FANTOMA MARTIN

Neste apêndice é apresentada a tabela dos órgãos e tecidos do fantoma MARTIN contendo: o número indicador de cada estrutura (IDs), o nome das estruturas, o número de voxels de cada ID no fantoma e uma comparação entre o volume (em cm^3) das estruturas do fantoma MARTIN e valores de referência. Além disso, na Tabela 2 há uma lista com todas as estruturas ósseas segmentadas nesse fantoma.

Os valores de massa utilizados foram obtidos no relatório nº 89 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica enquanto que os valores das densidades dos tecidos foram obtidos nos relatórios (nº 44 e nº 46) da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) e na literatura (WOODARD; WHITE, 1986).

Tabela 1 - Comparação dos órgãos e tecidos do fantoma MARTIN com os dados da ICRP 89.

IDs	ESTRUTURAS	Voxels (MARTIN)	Volume (ICRP/ICRU) (em cm^3)	Volume (MARTIN) (em cm^3)	Variação Vol. (%)
0	Vácuo	143330695,0		247675,4	
1	Pele	25880127,0	3027,5	44720,9	1377,1
2	Adiposo - subcutâneo	0,0	19157,9	0,0	100,0
4	Olhos	8066,0	14,3	13,9	2,4
5	Lente dos olhos (cristalino)	347,0	0,37	0,60	60,4
6	Músculos	12258562,0	27619,0	21182,8	23,3
7	Cérebro	720975,0	1394,2	1245,8	10,6
8	Medula espinhal	21094,0		36,5	
9	Adrenais (glândulas)	16071,0	13,6	27,8	104,3
10	Pulmões	2536520,0	4615,4	4383,1	5,0
12	Pâncreas	18860,0	134,6	32,6	75,8
13	Fígado	296829,0	1698,1	512,9	69,8
14	Rins	77263,0	295,2	133,5	54,8
15	Timo	6655,0	24,3	11,5	52,6
16	Baço	81997,0	141,5	141,7	0,1
17	Passagem nasal	27702,0		47,9	
18	Língua	16635,0	69,5	28,7	58,7
19	Cavidade oral	25094,0		43,4	
20	Submandibular (glândula)	4946,0	82,5	8,5	-47,4
21	Parótida (glândula)	18106,0		31,3	
22	Sublingual (glândula)	2051,0		3,5	
24	Faringe + Laringe	12819,0	26,7	22,2	16,9
26	Esôfago	15491,0	38,1	26,8	29,7
27	Traqueia	10507,0	9,4	18,2	92,5
28	Tireoide	1691,0	19,0	2,9	84,7
29	Brônquios	26011,0		44,9	
30	Vesícula biliar (conteúdo)	3505,0	56,3	6,1	89,2

32	Estômago (conteúdo)	108099,0	238,1	186,8	21,5
34	Intestino delgado (conteúdo)	227412,0	339,8	393,0	15,6
36	Intestino Grosso (conteúdo)	228211,0	291,2	394,3	35,4
38	Bexiga urinária (conteúdo)	43172,0	47,6	74,6	56,7
39	Próstata	13747,0	16,5	23,8	43,9
40	Testículos	22574,0	33,7	39,0	15,9
41	Nodos Linfáticos	105075,0		181,6	
42	Tecido mole	0,0		0,0	
43	Tecido periarticular + tendões	0,0		0,0	
46	Tecido glandular	4642,0	24,5	8,0	67,3
48	Sangue	0,0	5283,0	0,0	100,0
49	Pênis	135622,0		234,4	
50	Adiposo abdominal (visceral)	0,0		0,0	
55	Peritônio	0,0		0,0	
89	Vesícula biliar (parede)	1302,0	7,6	2,2	70,5
91	Estômago (parede)	10304,0	145,6	17,8	87,8
93	Intestino delgado (parede)	35163,0	619,0	60,8	90,2
95	Intestino grosso (parede)	36015,0	352,4	62,2	82,3
97	Bexiga urinária (parede)	5182,0		9,0	
98	Mamas (adiposo)	0,0		0,0	
99	Coração	20111,0	792,5	34,8	95,6

Tabela 2 - Estruturas ósseas do fantoma MARTIN

IDs	Estruturas	Voxels (MARTIN)
100	Dente	12761
101	Mandíbula	28566
102	Crânio	616371
103	Esterno	101444
104	Costelas	188254
105	Clavícula esquerda	19052
106	Clavícula direita	16959
107	Omoplata esquerdo	60019
108	Omoplata direito	57910
109	Coluna – cervical	81528
110	Coluna – torácica	286116
111	Coluna – lombar	161319
112	Sacro	84273
113	Pélvis	484771
114	Úmero esquerdo	100088
115	Radio/Ulna esquerda	61502
116	Ossos da mão esquerda	35040
117	Úmero direito	102468
118	Radio/Ulna direita	61303
119	Ossos da mão direita	34728
120	Fêmur esquerdo	256386
121	Patela esquerda	16142

122	Tíbia/Fíbula esquerda	247205
123	Ossos do pé esquerdo	191455
124	Fêmur direito	248078
125	Patela direita	15109
126	Tíbia/Fíbula direita	243033
127	Ossos do pé direito	178309
128	Hioide	1736