

**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**

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL DE  
EXPOSIÇÃO PARA USO EM AVALIAÇÕES DOSIMÉTRICAS EM  
GESTANTES**

**MANUELA OHANA MONTEIRO CABRAL**

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

Recife, PE  
Fevereiro, 2015

**MANUELA OHANA MONTEIRO CABRAL**

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL  
DE EXPOSIÇÃO PARA USO EM AVALIAÇÕES  
DOSIMÉTRICAS EM GESTANTES**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

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

Recife, PE  
Fevereiro, 2015

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

Assinaturas de todos

*“(...) Meia-noite, livro aberto.  
Mariposas e mosquitos pousam no texto incerto.  
Seria o branco da folha, luz que parece objeto?  
Quem sabe o cheiro do preto,  
que cai ali como um resto?  
Ou seria que os insetos  
descobriram parentesco  
com as letras do alfabeto?”*

**Adminimistério – Paulo Leminski**  
Distraído Venceremos, 1987

A Deus e  
a minha mãe Joice Monteiro,  
dedico este trabalho.

## AGRADECIMENTOS

Durante dois anos intensos buscando respostas pra tantas perguntas, achei pessoas que contribuíram com tudo que me faltava. Por isto, expresso minha imensa gratidão:

A Deus, que me mostrou que eu podia ser forte quando esta era a única alternativa; que me abençoou com anjos em forma de gente para me ajudar nas pequenas e grandes lutas; que me deu saúde e capacidade para entender que todo desafio tende a ficar mais fácil quando se está preparado para tentar resolver.

A minha linda e querida mãe, Joice, que é meu porto seguro construído com joelhos doloridos e fé inabalável, exercitada com o único objetivo de me ver feliz e realizada. Eu te amo!

A meu tio Xérxes Luna, que me deu a oportunidade de estudar quando pouco nos restava. Cada tijolo depositado por ele de carinho e caridade, resultou na criação de uma base mais alegre e sólida.

Aos meus avós, Berenice e Monteiro, e a meu tio Jam, pela torcida em todas as novas etapas e por todos os sábios ensinamentos.

Ao meu orientador José Wilson, que me ensinou, com excelência, paciência e dedicação, tudo que eu precisava saber para resolver um problema complicado e me deixou livre e calma para tentar todos os outros, sem pressão.

Aos professores José de Melo, Viriato Leal Neto, Vanildo Lima, Fernando Lima, Silvio Barros, Ferdinand Lopes, Marcus Aurélio e Gutenberg Barros, por todas as contribuições dadas ao longo dessa jornada.

A Rodrigo Carneiro, amigo de anos, que, sem saber, soube como me ajudar. Aos amigos Lucas Berto e Giulia, que me deram a base necessária para criar, de forma independente, e me mostraram que com dedicação, foco e música, os resultados são positivos.

A Renata Figueiredo, por dezoito anos, até agora, de irmandade e torcida. Amigos são irmãos que escolhemos ter em nossas vidas. Você é muito especial pra mim!

As tias de coração Rosângela, Margarida, Ilka, Amarilde, Andrea e Lidia, por todas as orações incessantes.

Aos amigos construídos no IFPE, em especial, a Alex Cristóvão, Malana Silva, Isis Monteiro, Igor Vieira, Isabelle Lacerda, Renata Farias, Baby Oliveira, Alysson Gomes, e aos amigos construídos no início do Mestrado, em especial, Gabriela Santiago, Carolina Gonzales, Daniel Souza e Pedro Henrique. Obrigada a todos pela força, conhecimento, carinho, paciência e cuidado. Os admiro muito!

Aos funcionários do Departamento de Energia Nuclear (DEN/UFPE), em especial, Nilvânia e Kalydja, por todas as vezes que me atenderam prontamente sempre que precisei.

Bartkowi Bartłomiejowi Niedzieli, Za jego nieustające pomoc, porady oraz miłość dane mi po to, by pomóc mi osiągnąć szczęście i spokój. Dziękuję Ci za wszystkie dni (i noce), partnerstwa oraz za twą troskę okazywaną w chwilach słabości. Kocham Cię. To Mateusz Gomolka, Tamir Halperin and Dawid Kraszkiwicz for the help in this translation.

# DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO PARA USO EM AVALIAÇÕES DOSIMÉTRICAS EM GESTANTES

**Autor:** Manuela Ohana Monteiro Cabral

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

## RESUMO

Devido à radiosensibilidade embrionária/fetal, a estimativa precisa da distribuição da dose absorvida na região abdominal é um problema adicional causado pela exposição de gestantes às radiações ionizantes em aplicações médicas. Modelos Computacionais de Exposição (MCEs) são utilizados para estimar a distribuição da dose absorvida em indivíduos expostos às radiações ionizantes, por meio de simulações Monte Carlo (MC). Para a caracterização de um MCE com resultados dosimétricos satisfatórios, o Grupo de Dosimetria Numérica (GDN) tem utilizado, fundamentalmente, fantasmas de voxels acoplados a códigos MC bem referenciados, além de simuladores de fontes emissoras de fótons. Nestes MCEs, os fantasmas foram predominantemente construídos a partir de pilhas de imagens de ressonância magnética ou tomografia computadorizada (obtidas da varredura de pacientes reais), ou a partir de técnicas de modelagem 3D. O fantoma apresentado neste trabalho partiu de dados primários virtuais. Para tanto, foram adquiridos objetos 3D em diversos formatos (\*.obj, \*.fbx, etc.) para representação anatômica de uma adulta não grávida. Para a construção da representação fetal foi utilizada a técnica *Poly Modeling* (modelagem poligonal) na versão 2015 do programa Autodesk 3ds Max. O fantoma nomeado MARIA (Modelo Antropomórfico para dosimetria das Radiações Ionizantes em Adultas) foi voxelizado, utilizando o software *Digital Image Processing* (DIP), e acoplado ao código MC EGSnrc. Para completar o MCE apresentado neste trabalho, foram utilizados algoritmos de fontes para radiodiagnóstico, já desenvolvidos pelo GDN, para simular os exames mais frequentes em gestantes. Os resultados dosimétricos foram comparados com similares obtidos com o *software* CALDose\_X.

**Palavras-chave:** modelos computacionais de exposição, EGSnrc, fantoma de gestante, fantoma *mesh*, radiodiagnóstico.

# DEVELOPMENT OF AN EXPOSURE COMPUTATIONAL MODEL FOR USE IN DOSIMETRIC EVALUATIONS IN PREGNANT WOMAN

**Author:** Manuela Ohana Monteiro Cabral

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

## ABSTRACT

Due to the embryo/fetus radiosensitivity the accurate estimation of the absorbed dose distribution in the abdominal area is an additional problem caused by the exposure of pregnant women to ionizing radiation in medical applications. Exposure Computational Models (ECMs) are used to estimate the values of absorbed dose in an exposed individual by means of Monte Carlo (MC) simulations. To characterize an ECM with satisfying dosimetric results, the Grupo de Dosimetria Numerica (GDN) is using, mainly, voxel phantoms coupled to a well referenced MC code, and simulators emitting photons. In this ECMs, the phantoms were predominantly constructed from stacks of magnetic resonance images or computed tomography (obtained from scans of real patients), or from 3D modeling techniques. The phantom presented in this work departed from virtual primary data. For this, 3D objects in several formats (\*.obj, \*.fbx, etc.) were acquired for anatomical representation of a non-pregnant adult. To construct the fetal representation, the technique called Poly Modeling was used in the 2015 version of the program Autodesk 3ds Max. The phantom named MARIA (*Modelo Antropomórfico para dosimetria das Radiações Ionizantes em Adultas*) were voxelized using the software Digital Image Processing (DIP) and coupled to the EGSnrc MC code. In order to complete the presented ECM in this work, algorithms of sources were used for radiodiagnostic, already developed by the GDN, to simulate the most frequent examinations in pregnant women. The dosimetric results were compared with similar results obtained with the software CALDose\_X.

**Keywords:** exposure computational models, EGSnrc, pregnant phantom, *mesh* phantom, radiodiagnostic.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Desenvolvimento humano da 5 <sup>a</sup> à 8 <sup>a</sup> semana, respectivamente.....	21
Figura 2 – Vista externa e seções transversais da família de fantasmas ORNL: recém-nascido, 1 ano, 5 anos, 10 anos, 15 anos e adulto.....	28
Figura 3 – Fantasmas matemáticos representando o final do 3 <sup>o</sup> , 6 <sup>o</sup> e 9 <sup>o</sup> mês de gestação, respectivamente.....	29
Figura 4 – Estruturas modeladas dos fantasmas matemáticos de Stabin e colaboradores. ....	29
Figura 5 – Vista 3D frontal e lateral dos fantasmas de voxels MAX06 e FAX06 e seus respectivos esqueletos revisados.....	31
Figura 6 – Corte, segmentação e construção de fantoma tomográfico de 30 semanas de gravidez. ....	32
Figura 7 – Fantasmas de voxels adultos do Homem e da Mulher de referência da ICRP 103.	32
Figura 8 – Fantasmas RPI-3, RPI-6 e RPI-9 representando 3, 6 e 9 meses de gestação, respectivamente.....	34
Figura 9 – Vista frontal (a) dos fantasmas <i>mesh</i> RPI-AM e RPI-AF, respectivamente, e crânio masculino (b) convertido de <i>mesh</i> para voxels.....	35
Figura 10 – Fantasmas MASH e FASH nas versões <i>mesh</i> e voxel, respectivamente.....	36
Figura 11 – Fantasmas pediátricos: Hermafroditas recém nascido e 1 ano (P00 e P01), feminino e masculino de 5 anos (F05 e M05), feminino e masculino de 10 anos (F10 e M10).....	36
Figura 12 – Fantasmas de voxels MAX (a) e MAXB (b) com seus respectivos esqueletos. ....	38
Figura 13 – Vista frontal 3D projetada num plano 2D dos fantasmas de voxels MAXSB e FASXSB, respectivamente. ....	38
Figura 14 – Vista frontal e lateral de fantasmas híbridos pediátricos femininos para 50 <sup>o</sup> percentil de estatura e 10 <sup>o</sup> , 25 <sup>o</sup> , 50 <sup>o</sup> , 75 <sup>o</sup> e 90 <sup>o</sup> percentil de massa corporal, respectivamente.....	39
Figura 15 – Fantasmas adultos femininos com 5 <sup>o</sup> , 25 <sup>o</sup> , 50 <sup>o</sup> , 75 <sup>o</sup> e 90 <sup>o</sup> percentis de massa corporal, respectivamente, e estatura padrão de 163cm. ....	39
Figura 16 – Fantasmas <i>mesh</i> femininos em função do 10 <sup>o</sup> , 50 <sup>o</sup> e 90 <sup>o</sup> percentil de massa e estatura.....	40
Figura 17 – Vista 3D dos fantasmas feminino (5 semanas) e masculino (12 anos), respectivamente.....	41
Figura 18 – Quatro fantasmas femininos adultos com diferentes BMIs para comparação. ....	41

Figura 19 – Componentes de um poliedro. ....	46
Figura 20 – Mesmo objeto sólido primitivo com com uma resolução crescente da malha para maior suavidade na forma.....	47
Figura 21 – Objetos 3D adquiridos para representação de uma adulta não grávida.....	49
Figura 22 – Uso da ferramenta <i>SoftSelection</i> . ....	51
Figura 23 – Retângulos para referenciar cabeça (a), tronco (b) e membros inferiores (c). ....	52
Figura 24 – Malha poligonal original (a), etapa de extrusão (b) e conexão de arestas (c). ....	52
Figura 25 – Uso do modificador <i>Symmetry</i> para criação do lado oposto do cérebro. ....	53
Figura 26 – Superfície do coração antes (a) e após (b) a aplicação do modificador <i>TurboSmooth</i> . ....	53
Figura 27 – Parte do arquivo binário (*.max) que compõe o fantoma MARIA.....	54
Figura 28 – Parte do arquivo de texto (*.obj) que compõe o fantoma MARIA, com informações sobre vértices (em vermelho), normais (em azul) e faces (em verde).....	54
Figura 29 – Interface do software DIP. Em detalhe, um dos menus utilizados. ....	55
Figura 30 – Caixa de diálogo com os dados de entrada utilizados para criação de pilhas *.sgi com órgãos/tecidos voxelizados e exemplo dos arquivos de saída salvos. ....	56
Figura 31 – Menu para junção de N pilhas SGIs em um único arquivo SGI e caixa de diálogo para inserção de uma lista ordenada de Ids. ....	57
Figura 32 – Exemplo de uma estrutura voxelizada individualmente (a) e união de duas estruturas em um único arquivo (b).....	58
Figura 33 – Uso do DIP para conversão do fantoma voxelizado (*.sgi) em um arquivo de texto (*.data) para acoplamento ao código MC EGSnrc. ....	59
Figura 34 – Fragmento do arquivo de entrada contendo informações definidas pelo usuário para atender às simulações.....	60
Figura 35 – Modificações nos arquivos do tipo *.make (a), *.makefile (b) e *.mortran (c) para acoplamento do fantoma MARIA ao EGSnrc. ....	61
Figura 36 – Fragmento do arquivo *.mortran. Em destaque, órgãos/tecidos escolhidos para modificação e posterior inclusão de estruturas fetais.....	62
Figura 37 – Fragmento do arquivo *.mortran. Em destaque, órgãos/tecidos escolhidos para modificação e posterior inclusão de estruturas fetais.....	63
Figura 38 – Composições médias dos órgãos/tecidos que compõem o fantoma FASH.....	64
Figura 39 – Composições médias dos órgãos/tecidos que compõem o fantoma FASH.....	64
Figura 40 – Vistas frontal e lateral, respectivamente, da superfície do fantoma feminino não grávido utilizado para modificação da região abdominal e caracterização de gravidez. .	66

Figura 41 – Uso da ferramenta <i>SoftSelection</i> para modificação da superfície abdominal do fantoma não grávido.....	66
Figura 42 – Vistas frontal e lateral, respectivamente, da superfície do fantoma feminino com alterações na região abdominal para caracterização de gravidez.....	67
Figura 43 – Vistas frontal e lateral dos músculos transverso do abdome (a), oblíquo interno do abdome (b), reto do abdome (c) e oblíquo externo do abdome (d).....	67
Figura 44 – Vistas frontal e lateral dos músculos transverso do abdome (a), oblíquo interno do abdome (b), reto do abdome (c) e oblíquo externo do abdome (d).....	68
Figura 45 – Adequação da posição dos membros superiores e evolução da modificações realizadas na região abdominal para caracterização de gravidez.....	69
Figura 46 – Etapa anterior (a) e após (b) o uso do modificador <i>Symmetry</i> ; Etapa anterior (c) e após (d) o uso do modificador do <i>TurboSmooth</i> .....	70
Figura 47 – Vistas anterior (a), lateral (b) e posterior (c) das estruturas fetais desenvolvidas.	71
Figura 48 – Vistas frontal e lateral do fantoma MARIA completo. Na imagem ampliada, os músculos abdominais e estruturas fetais modeladas. ....	72
Figura 49 – Distribuição dos linfonodos voxelizados disponíveis para compor o MCE MARIA (a) e distribuição utilizada em fantasmas adultos de referência (b).....	73
Figura 50 – Visualização 2D de algumas estruturas da versão voxelizada do fantoma MARIA. ....	75
Figura 51 – Visualização 3D lateral (a) e frontal (b) do fantoma MARIA voxelizado. ....	76
Figura 52 – Variação do tempo computacional em função do número de histórias.....	77
Figura 53 – Avaliação dos coeficientes de variância dos órgãos tireoide, pulmões e útero dos MCE FSTA e MARIA em função do número de histórias. ....	78
Figura 54 – Avaliação da D/INAK dos órgãos tireoide, pulmões e útero dos MCE FSTA e MARIA em função do número de histórias.....	79
Figura 55 – Arquivo de saída do CALDose_X com parâmetros acerca da posição da fonte, largura e altura do campo a ser irradiado para exames de tórax e abdome. ....	81
Figura 56 – Arquivo *.egsinp com parâmetros disponíveis no CALDose_X para exames de tórax, e abdome para realização de simulações com o MCE FSTA/EGSnrc e MARIA/EGSnrc.....	81
Figura 57 – Avaliação da D/INAK entre órgãos em função da Energia para exames de tórax. ....	82
Figura 58 – Avaliação da D/INAK em função da Energia para um exame teórico de abdome. ....	83

Figura 59 – Avaliação da D/INAK em função da Energia para um exame de abdome de rotina.....	84
Figura 60 – Vista superior das estruturas fetais desenvolvidas no fantoma MARIA, expostas a uma fonte com projeção PA.....	84
Figura 61 – Avaliação da D/INAK nas estruturas fetais em função da Energia em exame de abdome. ....	85

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Fontes Disponíveis no código EGSnrc. ....	26
Tabela 2 – Massas dos órgãos dos fantomas matemáticos para a mulher sem gravidez e ao final do primeiro, segundo e terceiro trimestres. ....	50
Tabela 3 – Órgãos e tecidos radiosensíveis e seus fatores de peso. ....	73
Tabela 4 – Informações dos órgãos e tecidos presentes na versão voxelizada do fantoma MARIA. ....	74
Tabela 5 – Comparação entre órgãos analisados dos fantomas MARIA e FASH. ....	80
Tabela 6 – Avaliação da D/INAK de órgãos/tecidos do MCE MARIA em função da energia. ....	86

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>18</b>
<b>2.1 Grandezas e Unidades Dosimétricas .....</b>	<b>18</b>
2.1.1 Dose absorvida .....	18
2.1.2 Kerma .....	19
2.1.3 Dose equivalente e fatores de ponderação dos tecidos .....	19
2.1.4 Dose efetiva.....	20
<b>2.2 Efeitos da Radiação no Desenvolvimento do Embrião/Feto .....</b>	<b>20</b>
<b>2.3 Métodos Monte Carlo em Dosimetria e Proteção Radiológica.....</b>	<b>23</b>
<b>2.4 Modelos Computacionais de Exposição .....</b>	<b>24</b>
2.4.1 Códigos Monte Carlo para uso em dosimetria .....	24
2.4.2 Algoritmos de fontes radioativas.....	25
2.4.3 Fantomas antropomórficos.....	26
2.4.3.1 Fantomas matemáticos .....	27
2.4.3.2 Fantomas de voxels .....	30
2.4.3.3 Fantomas híbridos .....	33
2.4.3.4 Fantomas <i>mesh</i> .....	34
2.4.3.5 Fantomas modificados.....	37
2.4.4 Modelos Computacionais de Exposição desenvolvidos e/ou utilizados por pesquisadores do DEN/UFPE.....	42
<b>2.5 Softwares Utilizados em Dosimetria Numérica .....</b>	<b>44</b>
<b>2.6 Modelagem Poligonal para Uso em Dosimetria Numérica.....</b>	<b>45</b>
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>48</b>
<b>3.1 Materiais .....</b>	<b>48</b>
<b>3.2 Métodos .....</b>	<b>49</b>
3.2.1 Processo de construção dos fantomas.....	50
3.2.1.1 Modificação do fantoma adulto feminino não grávido .....	50
3.2.1.2 Desenvolvimento da representação fetal .....	51
3.2.2 Manipulação de arquivos contendo fantomas .....	54
3.2.2.1 Voxelização de fantomas <i>mesh</i> .....	55
3.2.3 Acoplamento dos fantomas de voxels ao código Monte Carlo EGSnrc.....	59
3.2.3.1 Inclusão e modificação de estruturas.....	61
<b>4. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>65</b>
<b>4.1 Desenvolvimento do fantoma MARIA na versão <i>mesh</i> .....</b>	<b>65</b>
4.1.1 Modificação do fantoma adulto não grávido .....	65
4.1.1.1 Superfície do fantoma (Pele).....	65
4.1.1.2 Sistema Muscular .....	67
4.1.2 Desenvolvimento do fantoma fetal.....	70
<b>4.2 Desenvolvimento do fantoma MARIA na versão voxel .....</b>	<b>72</b>
<b>4.3 Resultados dosimétricos.....</b>	<b>77</b>
<b>5. CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS .....</b>	<b>87</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>88</b>

## 1. INTRODUÇÃO

No que diz respeito à exposição de gestantes às radiações ionizantes em aplicações médicas, a avaliação dosimétrica na região abdominal é de grande importância devido à radiosensibilidade associada ao desenvolvimento embrionário e fetal. A frequência e a magnitude de efeitos biológicos advindos das radiações ionizantes sobre o embrião ou feto incluem morte, malformações, retardo de crescimento e mental, indução de malignidades e defeitos hereditários (XU; ECKERMAN, 2009; ICRP 90, 2003). Estes efeitos diferem de acordo com o tipo de radiação, a idade gestacional em que houve exposição e a dose absorvida pelo embrião (ICRP 84, 2000).

Para estimar a distribuição de dose equivalente em órgãos e tecidos humanos, com o intuito de avaliar a dose efetiva decorrente da radiação, são utilizados Modelos Computacionais de Exposição (MCEs). Para caracterizar um MCE com resultados dosimétricos satisfatórios, o Grupo de Dosimetria Numérica (GDN) tem utilizado, essencialmente, fantasmas computacionais antropomórficos, algoritmos simuladores de fontes radioativas (internas e externas) e códigos Monte Carlo (MC).

Os fantasmas computacionais têm suas estruturas anatômicas construídas a partir de técnicas de modelagens baseadas em mapa de bits e/ou vetores. Os primeiros trabalhos desenvolvidos para fins dosimétricos utilizaram representações matemáticas simplificadas. Posteriormente, foram desenvolvidos fantasmas a partir de imagens de ressonância magnética (IRM) e/ou de tomografia computadorizada (TC), obtidas da varredura de pacientes ou cadáveres. Estes fantasmas, nomeados tomográficos ou de voxels, reproduzem com mais eficácia a complexidade da anatomia humana quando comparados aos fantasmas matemáticos. Atualmente tem se intensificado a produção de fantasmas de malhas poligonais (*mesh*), a partir de modelagem 3D, e algumas publicações sobre o acoplamento destes fantasmas diretamente a códigos MC já estão disponíveis (HAN et al., 2013). Para avaliar a distribuição de dose em simulações envolvendo mulheres grávidas, é preciso desenvolver novos fantasmas ou adaptar os fantasmas padrões já existentes.

Neste trabalho o objetivo principal consistiu em desenvolver um fantoma computacional *mesh*, para representação de uma mulher em estágio gestacional, por meio da técnica *Poly-Modeling* (modelagem poligonal). Este fantoma de malha, nomeado MARIA (Modelo Antropomórfico para dosimetria das Radiações Ionizantes em Adultas), foi convertido em voxels, utilizando o software *Digital Image Processing* (DIP) (VIEIRA; LIMA, 2009), e acoplado ao código MC EGSnrc (KAWRAKOW; ROGERS, 2003). Para

completar o MCE, foram utilizados algoritmos de fontes externas, disponíveis no GDN (VIEIRA, 2004), para investigar o comportamento qualitativo das curvas de Dose Equivalente/Kerma no ar em função das energias de fótons, para simular os exames mais frequentes em gestantes. Os resultados dosimétricos foram comparados com similares obtidos com o software CALDose\_X (KRAMER et al., 2008).

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo está dividido em cinco partes que apresentarão as referências relevantes para o desenvolvimento deste trabalho. A primeira tem por tema as grandezas e unidades dosimétricas; a segunda descreve os efeitos da radiação no desenvolvimento do embrião/Feto; a terceira aborda os métodos Monte Carlo em dosimetria e proteção radiológica; a quarta, os Modelos Computacionais de Exposição; e a quinta trata dos softwares utilizados para processamento de imagens e dosimetria.

### 2.1 Grandezas e Unidades Dosimétricas

Qualquer discussão a respeito dos efeitos da radiação ionizante demanda uma clara compreensão sobre como é feita a dosimetria. Para tratar das questões relativas às grandezas e unidades de dosimetria das radiações, critérios de medidas, normas de proteção radiológica e limites de exposição à radiação a indivíduos ocupacionalmente expostos, são utilizadas as normas disponíveis por autarquias internacionais como Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*) e Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*), e no Brasil, Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

#### 2.1.1 Dose absorvida

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

$$D_T = \frac{dE}{dm} \quad (1)$$

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

### 2.1.2 Kerma

O kerma (*Kinetic Energy Released per unit MA*ss) refere-se à energia do fóton que foi transferida ao meio no momento da interação, através de colisões, ionizações ou excitações, por unidade de massa. É o quociente  $dE_{TR}$  por  $dm$ , onde  $dE_{TR}$  é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa  $dm$  (ICRP 103, 2007). O kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, que pode ser dissipada localmente nas sucessivas colisões com outros elétrons (kerma de colisão), ou na produção de radiação de freamento (bremsstrahlung), longe do local de incidência (kerma de radiação).

$$K = \frac{dE_{TR}}{dm} \quad (2)$$

De acordo com o SI, a unidade do kerma é a mesma unidade usada para a dose absorvida, J/kg ou Gy, entretanto, a diferença entre kerma e dose absorvida é que o kerma depende da energia total do fóton que foi transferida ao meio no momento da interação, enquanto que a dose absorvida depende da energia média que foi absorvida pelo meio, a partir da liberação de partículas carregadas.

### 2.1.3 Dose equivalente e fatores de ponderação dos tecidos

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

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

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3)$$

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

#### 2.1.4 Dose efetiva

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

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (4)$$

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

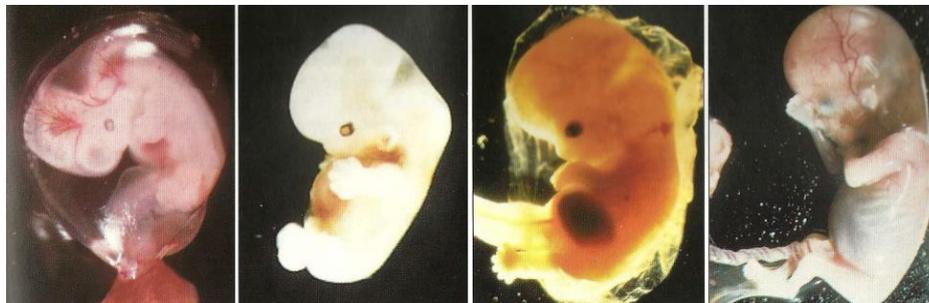
## 2.2 Efeitos da Radiação no Desenvolvimento do Embrião/Feto

As terminologias usadas para descrever os períodos de desenvolvimento do embrião/feto são conhecidas na literatura como: período de pré-implantação, período embrionário e período fetal. Para fins dosimétricos, os períodos de pré-implantação e embrionário são normalmente referenciados como período embrionário.

O termo *Embrião* compreende o primeiro estágio de desenvolvimento humano e se estende até o final da 8ª semana (aproximadamente 56 dias). A partir da 9ª semana e até o nascimento, o ser humano em desenvolvimento é chamado de *Feto*. A pré-implantação é a fase desde a fertilização até o início da implantação, que geralmente ocorre em 8 dias. A fertilização ocorre na tuba uterina e é seguida por uma série de estágios embrionários. A implantação do embrião no endométrio inicia uma série de acontecimentos que conduzem à formação das estruturas de placenta iniciais e todo o período que abrange da fertilização à implantação leva cerca de duas semanas. Durante o período embrionário, uma extensa diferenciação celular ocorre e a partir de uma única célula se dá a formação de estruturas essenciais, os órgãos. Este período, conforme ilustrado na Figura 1, é conhecido por organogênese e dura até a 8ª semana (GRAAF, 2003). O período fetal é uma continuação do

crescimento, desenvolvimento e maturação dos sistemas de órgãos formados durante a fase da organogênese.

**Figura 1 – Desenvolvimento humano da 5ª à 8ª semana, respectivamente.**



Fonte: GRAAF, 2003.

Embriões irradiados no estágio da pré-implantação, normalmente são induzidos à morte fetal ou completo reparo do dano causado (regra do tudo ou nada, “all-or-none-rule”) (RUSSEL, 2002). Durante o período de maior organogênese, tanto é possível um aborto precoce/espontâneo, quanto o desenvolvimento normal (IAEA, 2010). De acordo com a lei de Bergonié e Tribondeau (BERGONIÉ; TRIBONDEAU, 1906), sabe-se que “são mais radiosensíveis as células que exibem maior atividade mitótica e/ou menor grau de diferenciação”, assim, quanto maior o grau de diferenciação celular, menor a taxa de divisão e menores são as possibilidades de morte celular induzida pela radiação; e quanto menor a diferenciação celular maior a probabilidade de indução de morte por ação das radiações ionizantes.

As células, por serem indiferenciadas, são muito radiosensíveis durante a fase de desenvolvimento embrionário e fetal e, principalmente, durante o tempo de desenvolvimento do cérebro. Quando um pequeno número de células sofre lesões, células diferenciadas sofrem processo de desdiferenciação com o intuito de reconstituir um órgão ou tecido lesado (YANNICK, 2003). Portanto, as células lesadas podem ser repostas pelas células não atingidas e, neste caso, o embrião se desenvolverá normalmente, mas caso o número de células lesadas seja grande e com isso haja impossibilidade de reposição, o embrião será eliminado.

Um estudo sobre a radiosensibilidade do ser humano durante a gestação foi feito em Hiroshima e Nagasaki. Mais de 1.500 crianças nascidas entre Setembro de 1945 e Março de 1946 foram investigadas em intervalos regulares entre 1948 e 1964 para estudar os efeitos das doses de radiação entre 0,01 e 1 Gy sobre o desenvolvimento intra-uterino, em diferentes

fases da gravidez (OTAKE; SCHULL, 1998). Segundo este estudo, foi demonstrado que a exposição à radiação ionizante durante a gestação tem efeitos nocivos sobre o desenvolvimento do cérebro. Os dados sobre a ocorrência de retardo mental grave, bem como variação de quociente de inteligência (QI) e desempenho na escola mostram efeitos significativos nos sobreviventes expostos entre a 8<sup>a</sup> e a 25<sup>a</sup> semana após a ovulação. Foi demonstrado também que a radiação pode induzir diminuição no tamanho da cabeça e indivíduos com medidas antropométricas (altura, peso e circunferência do peito) menores do que as de um indivíduo normal com mesma idade, sujeitos a um atraso de crescimento generalizado.

A revisão da publicação 90 (ICRP 90, 2003) contém dados obtidos em experimentos com animais relacionados com o risco de câncer in-utero devido à irradiação. Avalia também, além do risco de câncer in-utero, uma série de estudos com seres humanos quanto aos efeitos da radiação sobre o desenvolvimento cerebral e possível aumento em todos os tipos de câncer infantil. Quanto aos riscos de indução de câncer e malformações por irradiação, a publicação afirma que estes são improváveis no período de pré-implantação, sendo maiores durante o período de maior organogênese, com um limite de dose estimada de cerca de 0,1 Gy. O risco de redução de QI entre a 8<sup>a</sup> e 15<sup>a</sup> semana após a ovulação é de cerca de 30 pontos de QI por Sv. Assumindo uma distribuição de Gauss de QI na população, a indução de atraso mental severo é propensa à associação com mudanças de QI, assim, com irradiação de 1 Sv, a probabilidade de atraso mental severo após irradiação entre a 8<sup>a</sup> e 15<sup>a</sup> semana após a ovulação é estimada em 40%. Para a indução de câncer in-utero, é provável que o risco exista a partir do início do período de maior organogênese e o risco de câncer fatal é algumas vezes maior do que para a população como um todo.

Em suma, a questão de um limiar para a ocorrência de um ou mais dos seguintes efeitos, permanece incerta, porém, os dados da ICRP 90 (ICRP 90, 2003) confirmam: há sensibilidade embrionária para efeitos letais da radiação no período de pré-implantação; a maior sensibilidade se dá durante o período de organogênese, com um limite de dose verdadeiro de 0,3 Gy, mas não afirmam com certeza se existem riscos significativos para a saúde após o nascimento; os riscos de indução de malformação em doses baixas é reduzido; para a indução de câncer pré-natal, é sensato assumir que o risco de indução de tumores sólidos na infância será semelhante ao de leucemia; que o risco de câncer tardio durante a vida será semelhante ao advindo de irradiação na infância; e que não há fatores de ponderação de tecidos para o embrião/feto para uso na estimativa de riscos in-utero das radiações.

## 2.3 Métodos Monte Carlo em Dosimetria e Proteção Radiológica

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

Os métodos MC vêm sendo utilizados para resolver problemas em diversas áreas, desde a simulação de fenômenos físicos complexos, como a radiação transportada na atmosfera terrestre e o estudo de processos nucleares em experimentos de altas energias, a simulações mais simples, como um jogo de roleta (VIEIRA, 2001). São computacionalmente efetivos e bastante utilizados em operações de procura, em transporte de radiação (onde podem surgir problemas com mais de sete dimensões) e, especialmente, em física estatística e química (onde sistemas com centenas ou milhares de partículas podem ser tratados rotineiramente).

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

Os métodos MC utilizados em alguns trabalhos que envolvem radiações ionizantes e suas interações com o corpo humano, estão associados ao desenvolvimento e/ou uso de três componentes principais: fantasmas antropomórficos, códigos de transporte de radiações

ionizantes e algoritmos simuladores de fontes radioativas para obtenção de resultados dosimétricos. Assim, o Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE) em parceria com o Grupo de Dosimetria Numérica (GDN) tem contribuído de forma intensa no desenvolvimento de modelos computacionais de exposição, cuja definição dos componentes e utilização são abordados a seguir.

## 2.4 Modelos Computacionais de Exposição

Por medidas de radioproteção, é impraticável a utilização de um ser humano in vivo para experimentos que envolvam radiações ionizantes. Portanto, para dosimetria computacional são utilizados Modelos Computacionais de Exposição (MCEs), sucintamente definidos como simuladores antropomórficos (fantomas) acoplados a códigos de transporte de radiação e que utilizam algoritmos de fontes radioativas (VIEIRA, 2004). Diversos trabalhos utilizando MCEs para fins dosimétricos foram desenvolvidos por pesquisadores do DEN/UFPE e do GDN, como fantomas adultos, infantis e modificados, disponíveis em <http://www.caldose.org/>.

Os códigos MC comumente utilizados em avaliações dosimétricas, os algoritmos simuladores das fontes radioativas e os fantomas antropomórficos são apresentados nesta seção.

### 2.4.1 Códigos Monte Carlo para uso em dosimetria

É fundamental o uso de um código MC bem referenciado, atualizado a cada nova versão e, portanto, confiável para utilização em pesquisa de dosimetria numérica. Aqui são citados os principais códigos MC utilizados em dosimetria e suas principais características.

- GEANT4 (AGOSTINELLI et al., 2003): O *GEometry ANd Tracking* simula o transporte de nêutrons, fótons e elétrons em qualquer meio para geometrias especificadas pelo usuário. Suas áreas de aplicação incluem física nuclear, física de altas energias, aceleradores, física médica e ciência espacial.
- MCNPX (BRIESMEISTER, 1993): O *Monte Carlo N-Particle eXtended* é um código de propósito geral que pode ser usado para simular o transporte de nêutrons, fótons e elétrons, em qualquer meio e para geometrias generalizadas. Na versão 2.5 foram incluídos os

prótons no campo de física médica e proteção radiológica e adicionada a capacidade de transportar 34 novos tipos de partículas.

- PENELOPE (SALVAT et al., 2011): O *Penetration and ENERGY LOSS of Positrons and Electrons in matter* que, de início, simulava apenas o transporte de elétrons e pósitrons e, em versões posteriores, passou a simular o transporte de fótons. As energias usadas variam de 1 keV (1000 eV para elétrons e pósitrons) a 1 GeV.
- EGSnrc (KAWRAKOW; ROGERS, 2003): O *Electron-Gamma Shower* (V4 2.4.0) – versão ampliada e melhorada do pacote EGS4 (NELSON et al., 1985) – possui linguagem de programação Morfran e é um pacote para a simulação MC de transporte acoplado fóton-elétron na faixa de energia que varia de 1 keV até 10 GeV. EGSnrc é o membro mais moderno da família de códigos *Electron-Gamma Shower* (EGS), foi originalmente desenvolvido no *Stanford Linear Accelerator Center* e ainda está em constante desenvolvimento pelo *National Research Council of Canada* (NRC). A versão NRC, oferece maior exatidão e precisão na mecânica de transporte de partículas carregadas e nos dados de seção transversal de espalhamento atômico.

#### 2.4.2 Algoritmos de fontes radioativas

As fontes radioativas podem ser classificadas como internas ou externas quando se trata de dosimetria no corpo humano. A contribuição do DEN e do GDN para o desenvolvimento e utilização de fantasmas é vasta e membros de ambos os grupos, além de utilizarem códigos MC bem estabelecidos na comunidade científica, têm desenvolvido e/ou utilizado algoritmos simuladores de fontes radioativas externas e internas (LOUREIRO, 2002; KRAMER et al., 2003, 2004; SANTOS, A., 2006; LEAL NETO, 2007; CASSOLA, 2007; LOPES FILHO, 2007; COSTA, 2008; MENEZES, 2008; PEIXOTO, 2008; BARBOSA, 2010; CASSOLA, 2011; LIMA, 2011; KRAMER et al., 2012; LIMA et al., 2011; SANTOS, M., 2013; ALVES, 2013).

Simular a irradiação de um fantoma utilizando um algoritmo de fonte radioativa, para gerar o estado inicial das partículas, é um processo estatístico e quase sempre resulta em obter uma função densidade de probabilidade (FDP) característica de cada caso simulado. As variáveis que compõem o estado inicial a ser implementado pelo algoritmo da fonte são:

energia e posição inicial da partícula ( $x, y, z$ ) e a direção inicial de voo ( $\cos\alpha, \cos\beta, \cos\gamma$ ) (LEAL NETO, 2007).

Em 2004, Vieira realizou simulações MC para análise envolvendo 13 algoritmos de fontes emissoras externas com formatos do tipo pontual, linear, planar e volumar. A Tabela 1 mostra os identificadores e os nomes destes algoritmos.

**Tabela 1 – Fontes Disponíveis no código EGSnrc.**

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

Fonte: VIEIRA, 2004.

Quatro MCEs, compostos pelo o código MC EGSnrc e pelos fantasmas de voxels MASH e FASH, estão disponíveis em duas posições: ortostática (MSTA e FSTA - *M/Fash STANDING*) e decúbito dorsal (MSUP e FSUP (*M/Fash SUPINE*)). Além disto, todos os MCEs contêm fontes para simulação em dosimetria interna e externa, portanto, o FSTA e o FSUP se tornaram úteis neste trabalho.

### 2.4.3 Fantasmas antropomórficos

A compreensão das técnicas de modelagem é importante porque cada uma delas foi predominantemente adotada pela comunidade de pesquisa durante um período específico do

desenvolvimento. Os fantasmas computacionais existentes para simulações são categorizados em: fantasmas matemáticos, fantasmas tomográficos (de voxels), fantasmas híbridos e fantasmas de malhas poligonais (*mesh*).

#### 2.4.3.1 Fantasmas matemáticos

Os primeiros fantasmas que representavam o corpo humano eram, em sua maioria, descritos por expressões matemáticas que representam combinações e intersecções de planos, elipsoides, cones, cilindros circulares e elípticos e toros e, por isso, foram chamados fantasmas matemáticos ou estilizados.

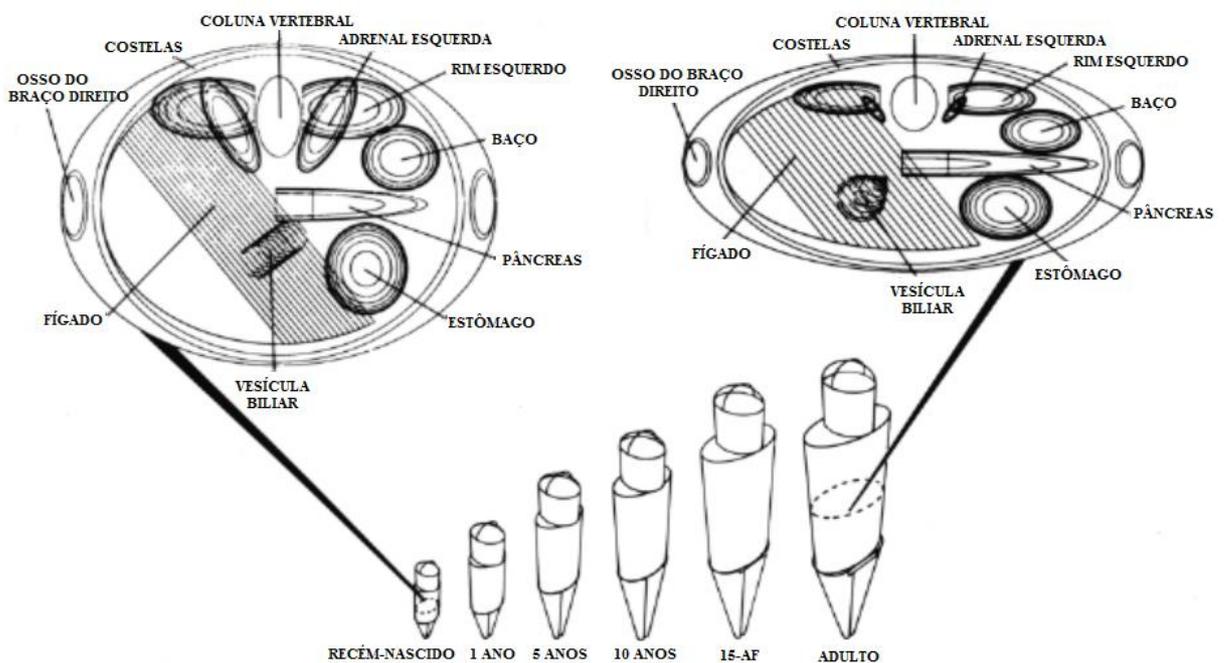
Em 1969, Snyder e colaboradores desenvolveram um fantoma hermafrodita antropomórfico de um adulto para uso em dosimetria interna, MIRD (*Medical Internal Radiation Dose Committee*), revisado em 1975 e nomeado MIRD-5 (SNYDER et al., 1969; 1978). Embora baseado no Homem de Referência da ICRP (ICRP 23, 1975), o MIRD-5 possuía ovários e útero. Frações absorvidas foram úteis para calcular a dose nestes órgãos e no início do desenvolvimento de embriões/fetos, embora a massa do fantoma (70 Kg) seja consideravelmente maior do que o de uma mulher de referência (58 Kg).

Em 1973, Cloutier e colaboradores (CLOUTIER et al., 1973) desenvolveram um fantoma estilizado modificado, que representa a mulher em período gestacional, por meio da redução de todas as dimensões do Homem de Referência por 0,94 (a raiz cúbica da relação das massas corporais da Mulher e do Homem de Referência). Nove versões de útero foram modeladas para representação de nove meses gestacionais e as mudanças acerca do movimento dos órgãos circunvizinhos das estruturas fetais, até o final do primeiro trimestre, não foram significativas, pois o movimento do feto no útero foi considerado variável diariamente. Assim, a dose média para o feto foi assumida como sendo aproximadamente igual à dose média para o conteúdo uterino. Para estimar o máximo e o mínimo de dose recebida pelo feto a partir da atividade na bexiga, Cloutier e colaboradores dividiram o modelo do útero em doze compartimentos e, para cada um deles, foram calculadas frações absorvidas para os nove meses de gestação (WATSON, 1992). Mesmo após diversas simulações para avaliação de dose com fótons na faixa de energia de 0,02 MeV a 4,0 MeV, e obtendo resultados satisfatórios, representar a mulher grávida por meio de um fantoma estilizado com ambos os sexos não faz destes resultados plenamente satisfatórios.

Em 1980, Cristy desenvolveu uma nova série de modelos estilizados modificados que incluía um adulto, um recém-nascido, e indivíduos de idades de 1 ano, 5, 10 e 15 anos (CRISTY, 1980; CRISTY; ECKERMAN, 1987), desenvolvidos a partir de dados

antropomórficos (pernas, tronco e cabeça) e de massas de órgãos especificamente para cada idade publicados na ICRP 23, conforme mostrado na Figura 2. Nos fantasmas mais jovens, a cabeça é relativamente maior, quando comparada ao restante do corpo, as pernas menores, e o tronco mais espesso. A geometria dos órgãos pode mudar drasticamente desde o nascimento até a idade adulta. O fantoma de 15 anos (15-AF) tem seios apropriados para uma fêmea adulta de referência, que não são mostrados.

**Figura 2 – Vista externa e seções transversais da família de fantasmas ORNL: recém-nascido, 1 ano, 5 anos, 10 anos, 15 anos e adulto.**



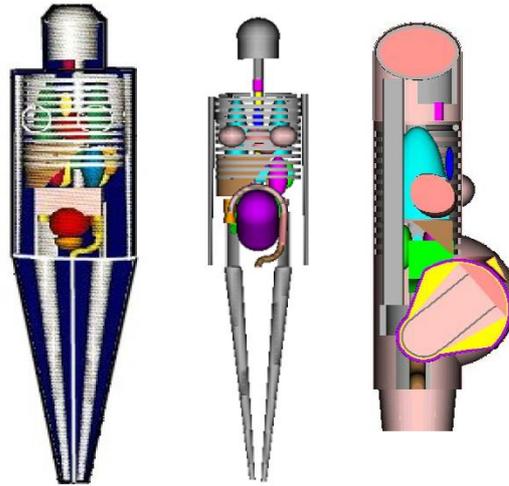
Fonte: CRISTY; ECKERMAN, 1987.

Os modelos da série desenvolvida por Cristy eram hermafroditas, porém a necessidade de separação dos sexos para cálculos de dose para fontes externas não tardou, uma vez que o corpo da mulher é menor em tamanho em relação ao homem e há a presença de órgãos radiosensíveis importantes para dosimetria. Assim, baseados no MIRD-5 e nos dados da ICRP (ICRP 23, 1975), em 1982 foram desenvolvidos ADAM e EVA (KRAMER et al., 1982), modelos masculino e feminino para representação de indivíduos em posição ortostática e utilizados para realizar cálculos dosimétricos utilizando diferentes códigos MC.

A partir do fantoma 15-AF da série de Cristy, que representa o homem e a mulher de 15 anos de idade, Stabin e colaboradores (STABIN et al., 1995) criaram três modelos para mulher grávida. Os órgãos e regiões foram modificados e, além do feto, foram acrescentados

o esqueleto fetal e a placenta. Os três modelos desenvolvidos por Stabin e colaboradores, conforme mostrado na Figura 3, representam o final de cada trimestre de gestação, similarmente à metodologia descrita por Cloutier e colaboradores (CLOUTIER et al., 1973).

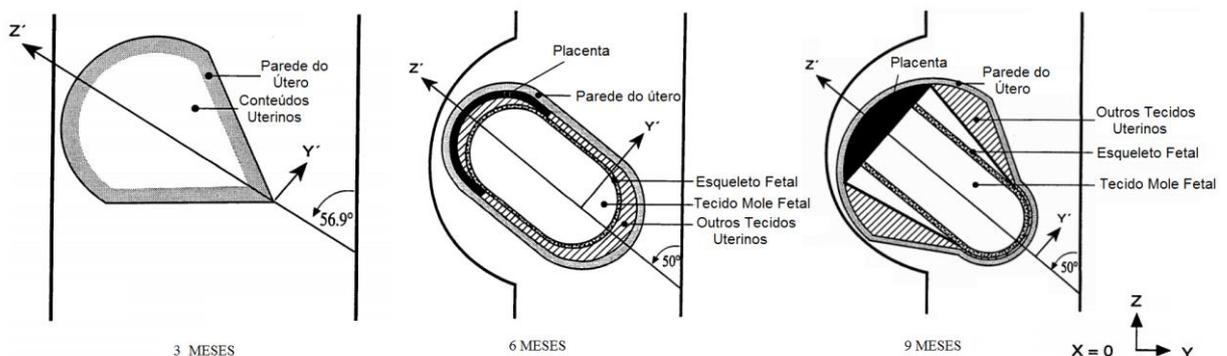
**Figura 3 – Fantomas matemáticos representando o final do 3º, 6º e 9º mês de gestação, respectivamente.**



Fonte: STABIN et al., 1995.

O conteúdo uterino do fantoma de 3 meses de Stabin foi modelado como uma mistura homogênea de tecidos moles. Nenhuma tentativa foi feita para que a presença de material esquelético se modificasse com o tempo de gestação, uma vez que o feto está em constante desenvolvimento, entretanto os conteúdos uterinos foram utilizados para representar o feto neste fantoma. Nos fantasmas de 6 e 9 meses, o feto, o esqueleto fetal, a placenta e a bolsa amniótica foram modelados como regiões separadas, conforme mostra a Figura 4.

**Figura 4 – Estruturas modeladas dos fantasmas matemáticos de Stabin e colaboradores.**



Fonte: STABIN et al., 1995 (Adaptado).

Todo o tronco do corpo foi estendido para acomodar o útero aumentado e alguns dos órgãos abdominais foram redesenhados ou movidos. Bexiga e intestino delgado foram significativamente remodelados, para caracterizar o deslocamento destes durante a gravidez e, no caso da bexiga, houve a diminuição no volume (XU; ECKERMAN, 2009).

Em 2004, Chen desenvolveu modelos matemáticos fetais para mulheres em quatro períodos de gravidez (8 semanas e ao final do 3º, 6º e 9º meses gestacionais) para uso em dosimetria externa (CHEN, 2004). Além do esqueleto fetal, Chen também modelou o cérebro, cujos parâmetros estavam em conformidade com os valores de referência disponíveis na época. Os modelos foram desenvolvidos de modo que uma interpolação pode ser facilmente realizada para gerar um modelo de embrião/feto em determinada fase de desenvolvimento.

O uso de fantasmas matemáticos possibilita a realização de simulações MC com grande velocidade devido à sua simplicidade na representação, porém apresentam limitações quanto à geometria das formas do corpo inteiro e dos órgãos individuais. Para estimativas mais efetivas envolvendo fantasmas padrões masculinos e femininos, bem como com órgãos/tecidos fetais inclusos, eram necessários modelos mais realistas em relação à anatomia humana. A construção de fantasmas advindos de imagens médicas e, portanto, mais realistas, são abordados a seguir.

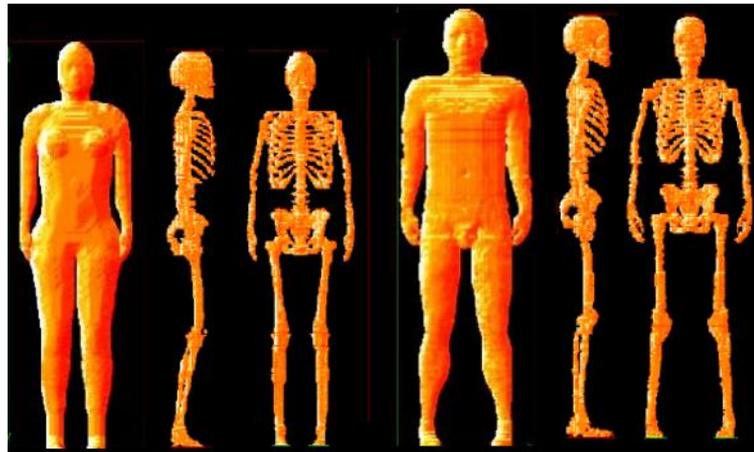
#### 2.4.3.2 Fantasmas de voxels

Sem as limitações dos recursos computacionais do passado em termos de processadores, memória e espaço de armazenamento, tornou-se possível a construção e uso de novos modelos antropomórficos. Os fantasmas de voxels são construídos por meio de pilhas de imagens médicas, obtidas da varredura por tomografia computadorizada (TC) ou ressonância magnética (RM) de pacientes reais. Devido a isto, os fantasmas de voxels possuem um maior realismo, quando comparados a fantasmas matemáticos, e trazem resultados mais precisos, apesar do maior tempo computacional para simulações.

Em 1995, Dimbylow (DIMBYLOW, 1995) desenvolveu um fantoma de voxels de corpo inteiro, obtido através de RM de um homem adulto e segmentado em 37 tipos diferentes de tecidos. Este fantoma foi nomeado NORMAN (NORmalized MAN) e as dimensões foram determinadas de modo que a altura (1,76 m) e a massa (73 kg) correspondesse aos valores do homem de referência da ICRP da época (ICRP 66, 1994).

Em 2003 e 2004, Kramer e colaboradores (KRAMER et al., 2003; 2004) produziram dois fantasmas chamados MAX (*Male Adult voXel*) e FAX (*Female Adult voXel*) para calcular a dose equivalente em órgãos e tecidos para fins ocupacionais, médicos ou ambientais da proteção radiológica. Ambos os modelos tiveram as massas individuais dos órgãos ajustadas de acordo com a publicação 89 da ICRP (ICRP 89, 2002). Posteriormente, os esqueletos foram segmentados em osso compacto, osso esponjoso, cavidade medular e cartilagem para melhorar a compatibilidade com as recomendações da publicação 103 da ICRP (ICRP 103, 2007). Esses fantasmas revisados, mostrados na Figura 5, ficaram conhecidos como MAX06 e FAX06 (KRAMER et al., 2006).

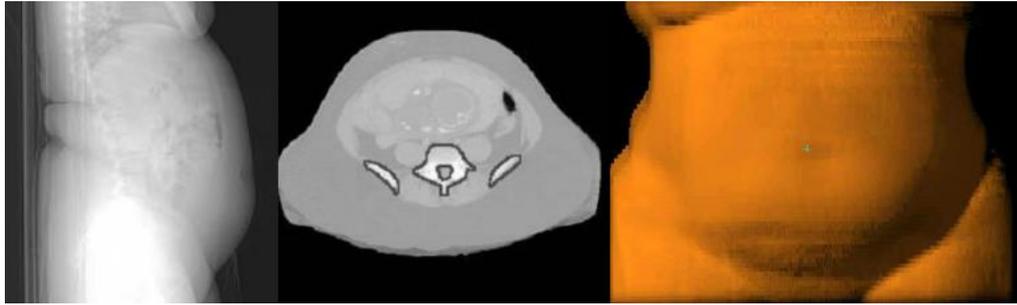
**Figura 5 – Vista 3D frontal e lateral dos fantasmas de voxels MAX06 e FAX06 e seus respectivos esqueletos revisados.**



Fonte: KRAMER et al., 2006.

Vários fantasmas de voxels que, a partir de fantasmas padrões, representam a mulher em período gestacional, podem ser encontrados na literatura. Em 2004, Shi construiu um fantoma com 30 semanas de gravidez (~ 7 meses). Foram utilizados 70 cortes de TC de uma mulher grávida de 31 anos e 91 kg (SHI, 2004; SHI; XU, 2004), conforme mostrado na Figura 6, e ao segmentar as imagens, 34 órgãos e tecidos foram classificados. Shi realizou comparações com o modelo matemático de 6 meses desenvolvido por Stabin e colaboradores.

**Figura 6 – Corte, segmentação e construção de fantoma tomográfico de 30 semanas de gravidez.**



Fonte: SHI, 2004.

A partir de NORMAN foi desenvolvido o fantoma de voxel feminino NAOMI (*aNAtOMIcal model*) (DIMBYLOW, 2005) através de IRM de alta resolução, de uma paciente do sexo feminino de 1,65m de altura, 23 anos de idade e 58 kg. O fantoma NAOMI foi redimensionado para 1,63m de altura e 60 kg, dimensões da mulher de referência da ICRP (ICRP 23, 1975), e dividido em 41 tipos diferentes de tecidos.

A publicação 103 da ICRP (ICRP 103, 2007) definiu formalmente que os fantasmas utilizados em dosimetria numérica devem ser do tipo voxels e em 2010, foram introduzidos dois modelos oficiais representando o homem e a mulher adulta de referência da ICRP, mostrados na Figura 7, nomeados ICRP-AM e ICRP-AF respectivamente.

**Figura 7 – Fantasmas de voxels adultos do Homem e da Mulher de referência da ICRP 103.**



Fonte: ZANKL et al., 2012.

Inúmeros outros fantasmas padrões e modificados para representação de gravidez também foram desenvolvidos por meio de imagens médicas segmentadas para estudos com radiações não ionizantes (XU; ECKERMAN, 2009).

Os fantasmas de voxels configuram um grande avanço em representação humana para fins dosimétricos. Apesar do maior realismo, quando comparados aos fantasmas matemáticos, possuem limitações quanto à resolução do voxel para segmentação correta de um determinado órgão/tecido, por exemplo. O ajuste do volume das estruturas internas dos fantasmas é um processo possível, porém minucioso, uma vez que eventuais distorções podem ocorrer dependendo do tipo de ajuste a ser realizado.

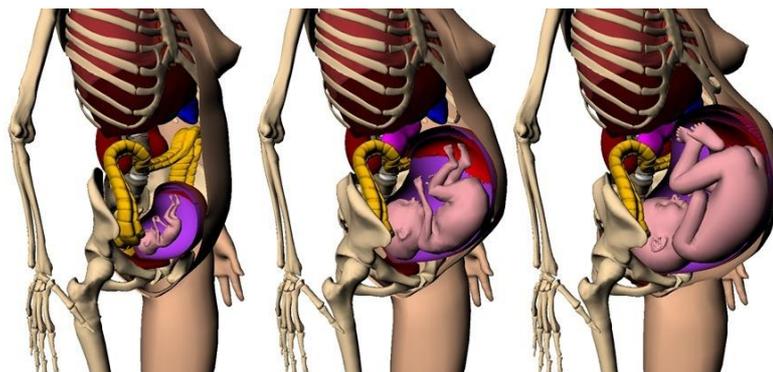
#### 2.4.3.3 Fantasmas híbridos

Para a dosimetria de radiação, todo fantoma deve definir a superfície de um órgão em que as interações de radiação e deposições de energia devam ser calculadas traçando partículas individuais. A construção destas estruturas deve considerar vários fatores, como anatomia, radiosensibilidade, eficiência computacional e compatibilidade geométrica com um código MC. O método de modelagem de fantasmas por meio de Representação por Fronteira (BREP - *Boundary REpresentation Phantom*) vem sendo utilizado por associar imagens médicas a fantasmas estilizados e/ou fantasmas de malhas 3D, proporcionando mais realismo e flexibilidade em representar variações anatômicas. As imagens médicas servem para nortear o desenvolvimento em 3D, que utilizam superfícies NURBS (*Non-Uniform Rational Basis Spline*), isto é, modelos matemáticos utilizados para representação de curvas e superfícies, e malhas poligonais (*mesh*).

Seguindo a linha de modelagem híbrida, em 2006, Dimbylow criou uma série de fantasmas híbridos de mulheres grávidas (DIMBYLOW, 2006), compostos por um fantoma feminino adulto não grávido de voxels (NAOMI) e um fantoma matemático fetal, desenvolvido por Chen (CHEN, 2004). O fantoma fetal foi voxelizado a uma resolução específica para que fosse possível coincidir com o fantoma não grávido NAOMI, ajustado de acordo com a Mulher de Referência da publicação 89 da ICRP (ICRP 89, 2002). Dimbylow observou que o processo de edição de voxels necessário para ajustar a sobreposição entre o feto e certas estruturas anatômicas da mãe se tratava de um processo demorado e impreciso, uma vez que envolve um grande número de voxels.

Em 2007, Xu e colaboradores (XU et al., 2007) desenvolveram uma série de fantomas representando a mulher grávida, e seu feto, ao final de cada trimestre, isto é, no 3º, 6º e 9º meses de gestação. Esses fantomas são conhecidos, respectivamente, como RPI-3, RPI-6 e RPI-9, mostrados na Figura 8, e foram utilizados para dosimetria de radiações ionizantes.

**Figura 8 – Fantomas RPI-3, RPI-6 e RPI-9 representando 3, 6 e 9 meses de gestação, respectivamente.**



Fonte: XU et al., 2007.

Os dados anatômicos para mãe e feto foram obtidos a partir de imagens de TC de uma grávida de 30 semanas e os objetos 3D de determinados órgãos foram produzidos pela comunidade de computação gráfica com o intuito de especificar, de forma mais precisa, as formas, volumes e mudanças dos órgãos durante a gravidez. Apenas três conjuntos de tecidos foram considerados para a construção dos modelos dos fetos: cérebro, esqueleto e tecido mole.

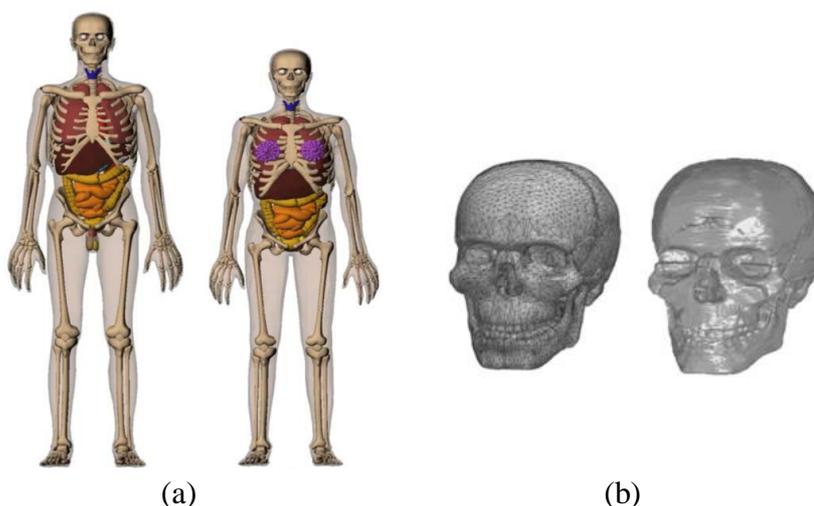
#### 2.4.3.4 Fantomas *mesh*

Os fantomas de malhas poligonais (*mesh*), desenvolvidos por meio de softwares de modelagem 3D, têm sido muito utilizados devido à liberdade de criação de dados primários para a construção de modelos antropomórficos. Assim, o uso de imagens médicas e/ou formas geométricas não são necessários, pois a partir de um polígono qualquer e referências detalhadas é possível a criação de qualquer estrutura.

Os primeiros fantomas *mesh* foram desenvolvidos em 2009 por Zhang e colaboradores (ZHANG et al., 2009) e foram nomeados RPI-AM (masculino) e RPI-AF (feminino). O casal de fantomas teve como dados primários objetos 3D adquiridos na internet, que foram ajustados de acordo com os dados fornecidos pela publicação 89 da ICRP (ICRP 89, 2002)

para indivíduos de referência. Os fantasmas *mesh* RPI-AM e RPI-AF (Figura 9a) tiveram suas estruturas voxelizadas (Figura 9b) para acoplamento a um código MC e realização de avaliações dosimétricas.

**Figura 9 – Vista frontal (a) dos fantasmas *mesh* RPI-AM e RPI-AF, respectivamente, e crânio masculino (b) convertido de *mesh* para voxels.**

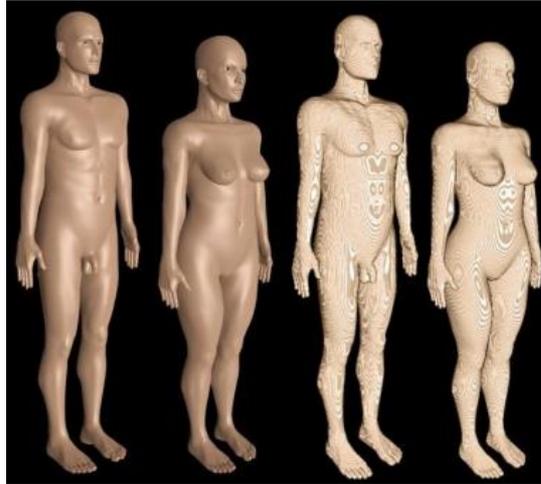


Fonte: ZHANG et al., 2009.

Em 2010, Cassola e colaboradores (CASSOLA et al., 2010a) desenvolveram os fantasmas adultos MASH (masculino) e FASH (feminino), por meio de objetos 3D obtidos na internet e outros modelados. Os fantasmas apresentam suas massas ajustadas de acordo com os valores fornecidos pela publicação 89 da ICRP (ICRP 89, 2002) para indivíduos de referência e foram comparados com os fantasmas MAX06, FAX06 (KRAMER et al., 2006), RPI-AM e RPI-AF. Posteriormente, uma nova versão destes fantasmas foi desenvolvida, desta vez, representando indivíduos deitados (CASSOLA et al., 2010b). A Figura 10 mostra as versões *mesh* e voxel dos fantasmas MASH e FASH na posição ortostática.

O grupo no *Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire* (IRSN) desenvolveu uma série de 34 fantasmas de torso feminino utilizando o software de modelagem 3D Rhinoceros (FARAH et al., 2010a). Estes fantasmas foram produzidos a partir de superfícies NURBS e *mesh*, tendo como base os dados do fantoma adulto feminino de referência da ICRP. Os fantasmas possuem perímetros torácicos diferentes, bem como o tamanho e a composição do tecido mamário.

**Figura 10 – Fantomas MASH e FASH nas versões *mesh* e voxel, respectivamente.**

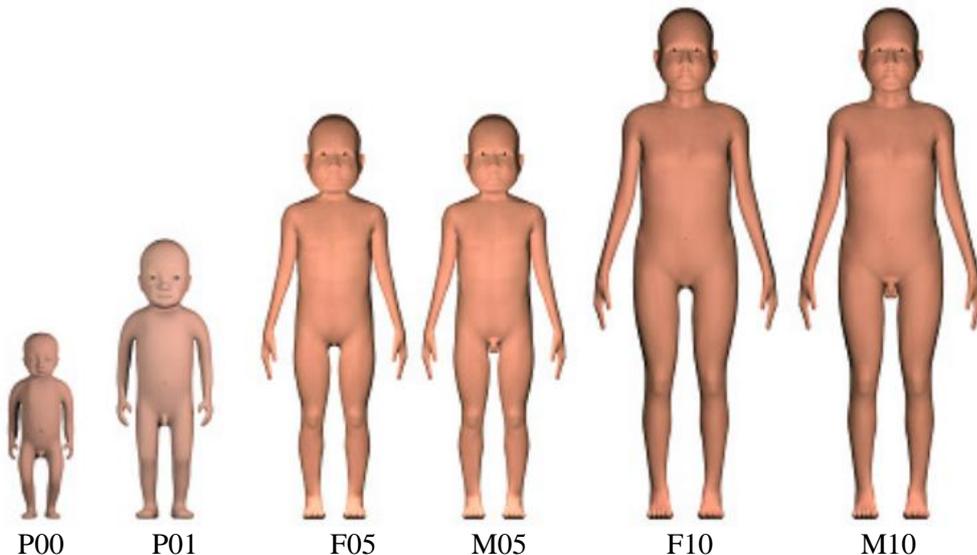


Fonte: CASSOLA et al., 2010a.

Os fantomas foram utilizados para otimizar o monitoramento dos pulmões a fim de comparar os limites de detecção quando se trata de mulheres com grandes seios (FARAH et al., 2010b). Em 2011, o grupo desenvolveu um fantoma de tórax masculino por meio de superfícies NURBS e *mesh* para fins de simulação de medições *in-vivo* (FARAH et al., 2011).

Pesquisadores do Departamento de Energia Nuclear (DEN-UFPE) desenvolveram, em 2011, fantomas *mesh* pediátricos masculinos e femininos de 10 (M10 e F10) e 5 (M05 e F05) anos de idade (LIMA, 2011) e, em 2013, fantomas hermafroditas recém-nascidos e de 1 ano de idade (CASSOLA et al., 2013), conforme mostrados na Figura 11.

**Figura 11 – Fantomas pediátricos: Hermafroditas recém nascido e 1 ano (P00 e P01), feminino e masculino de 5 anos (F05 e M05), feminino e masculino de 10 anos (F10 e M10).**



Fonte: LIMA, 2011; CASSOLA et al., 2013.

Em 2014, foi desenvolvida uma série de fantomas masculinos e femininos a partir de objetos 3D, MAMP (*Male Mesh Phantoms*) e FEMP (*Female Mesh Phantoms*), criados no *Belgian Nuclear Research Centre* (FONSECA et al., 2014). A série de fantomas foi desenvolvida por meio de um banco de dados com medidas de 894 indivíduos residentes na região de Flemish, na Bélgica. Foram analisadas 291 pessoas do sexo feminino e 603 do sexo masculino, com idades entre 38 e 41 anos e altura entre 150 cm e 200 cm, respectivamente. Após técnicas de amostragem para altura e peso, foi criado um total de 36 diferentes fantomas *mesh*, 14 masculinos, que variam de 160 a 200 cm de altura, e 22 femininos, que variam de 150 a 190 cm.

Em alguns casos de desenvolvimento de fantomas *mesh*, os autores optam por converter os objetos 3D em voxels para uso em simulações, uma vez que nem todos os códigos MC permitem o acoplamento direto de fantomas de malhas. Assim, cada autor teve sua metodologia para realizar o processo de voxelização e acoplamento ao código MC de interesse.

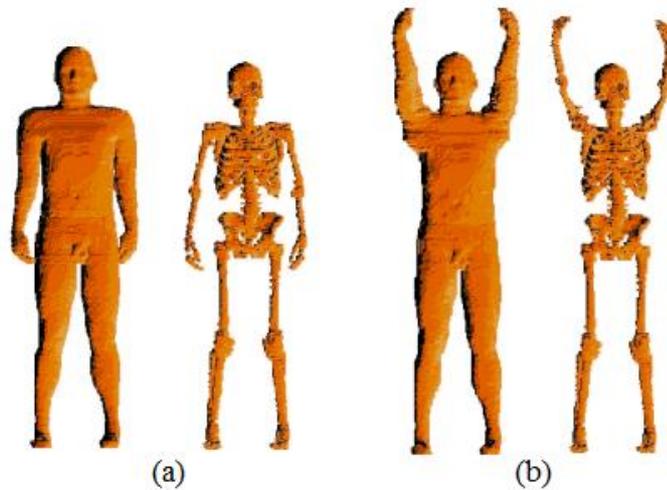
#### 2.4.3.5 Fantomas modificados

Na literatura, é possível encontrar diversos fantomas com os valores de referências padrões da ICRP modificados com relação à massa corporal, estatura e posicionamento. Para reduzir a incerteza nos cálculos de dose causada por variações anatômicas, uma nova geração de fantomas de tamanhos e posições variados das estruturas corporais se fez necessária, nos quais os dados anatômicos atendem a objetivos específicos de cada trabalho.

Em 2006, Santos (SANTOS, 2006) modificou o fantoma de voxels MAX para MAXB (*Male Adult voXel for Belarus accident*) para permitir a avaliação da dose absorvida em humanos expostos a fontes externas de radiação em situações acidentais. Este procedimento foi realizado para reproduzir a postura do operador no momento da exposição. Para estimar a dose, Santos acoplou o fantoma MAXB ao código MC EGS4. Na Figura 12 são visualizados os fantomas e seus esqueletos antes (a) e depois (b) das modificações.

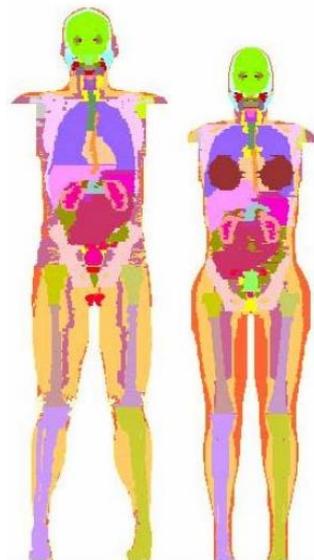
Em 2007, Leal Neto (LEAL NETO, 2007) desenvolveu uma interface gráfica de usuário para MCEs e foram desenvolvidos os modelos do MAX e do FAX sem os braços (MAXSB e FAXSB), conforme mostrados na Figura 13. Os fantomas foram utilizados em simulações com o código EGS4 e fontes radioativas pontuais, para exames de tórax e abdome com o paciente de perfil.

**Figura 12 – Fantomas de voxels MAX (a) e MAXB (b) com seus respectivos esqueletos.**



Fonte: SANTOS, 2006.

**Figura 13 – Vista frontal 3D projetada num plano 2D dos fantomas de voxels MAXSB e FASXSB, respectivamente.**



Fonte: LEAL NETO, 2007.

Em 2009, Johnson e colaboradores (JOHNSON et al., 2009) desenvolveram fantomas híbridos adultos e pediátricos modificados com alterações nos percentis de massa e estatura, com base em dados antropométricos para a população americana (<http://www.cdc.gov/nchs/nhanes.htm>). Exemplos dos fantomas femininos pediátricos de Johnson, com diferentes percentis de massa corporal e altura podem ser vistos na Figura 14.

Os fantomas-base utilizados por Johnson e colaboradores para o desenvolvimento dos fantomas modificados foram o RPI-AM e RPI-AF, fantomas *mesh* padrões masculino e

feminino, respectivamente, desenvolvidos por Zhang e colaboradores (ZHANG et al., 2009). Ajustes na versão *mesh* foram realizados para que o RPI-AM e RPI-AF estivessem em conformidade com os dados das publicações 23 e 89 da ICRP (ICRP 23, 1975; ICRP 89, 2002), e algoritmos de deformação foram aplicados para alcance dos parâmetros desejados.

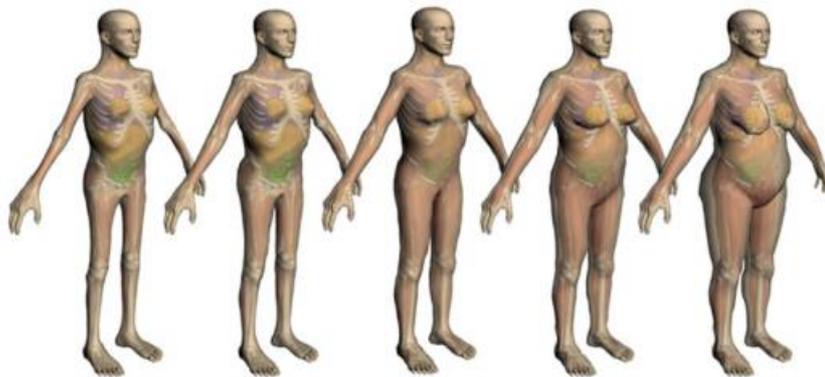
**Figura 14 – Vista frontal e lateral de fantomas híbridos pediátricos femininos para 50º percentil de estatura e 10º, 25º, 50º, 75º e 90º percentil de massa corporal, respectivamente.**



Fonte: JOHNSON et al., 2009.

Similarmente a Johnson, Na e colaboradores (NA et al., 2010) desenvolveram fantomas *mesh* masculinos e femininos com diferentes índices de massa corporal e de mesma estatura. Exemplos de fantomas femininos modificados são mostrados na Figura 15.

**Figura 15 – Fantomas adultos femininos com 5º, 25º, 50º, 75º e 90º percentis de massa corporal, respectivamente, e estatura padrão de 163cm.**

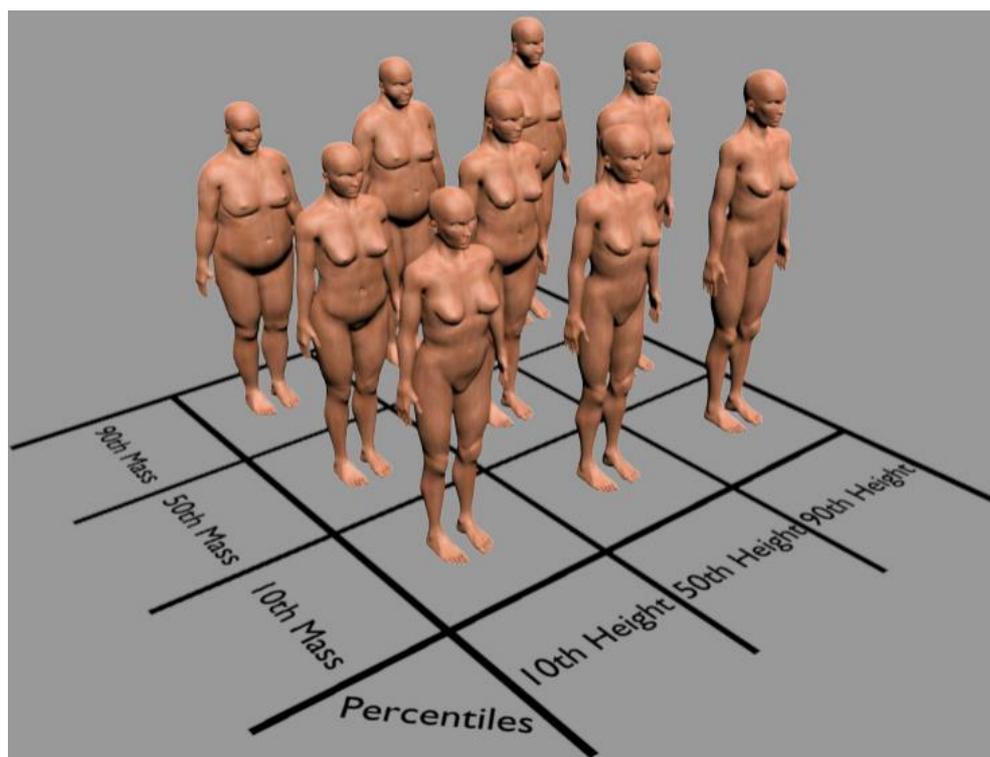


Fonte: NA et al., 2010.

Em 2011, uma série de 40 fantomas *mesh* masculinos e femininos modificados foi desenvolvida por Cassola (CASSOLA, 2011). Os fantomas foram desenvolvidos por

modelagem poligonal, em que quatro fantomas são padrões (dois modelos para cada gênero) com posições ortostática e supina; e 36 fantomas antropométricos (18 modelos para cada gênero nas posições ortostática e supina) com percentis modificados de estatura e massa corporal. A Figura 16 mostra imagens de nove fantomas antropomórficos femininos de pé em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura.

**Figura 16 – Fantomas *mesh* femininos em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e estatura.**

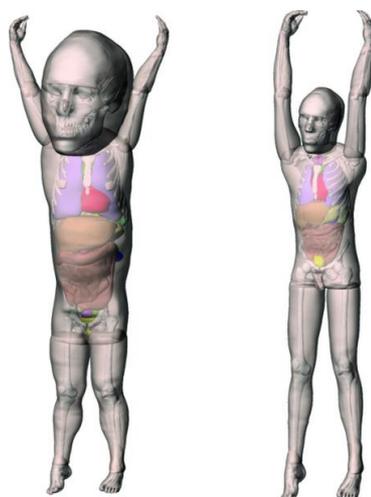


Fonte: CASSOLA, 2011.

Estes modelos têm sido utilizados para exposições de corpo inteiro e exposições em radiologia utilizando o programa CALDose\_X (KRAMER et al., 2008).

Também em 2011, Li e colaboradores (LI et al., 2011) desenvolveram fantomas híbridos pediátricos, baseados nos modelos XCAT (*eXtended Cardiac And Torso*), de corpo inteiro, onde o objetivo foi criar um método para estimar a dose de radiação específica do paciente e o risco de câncer de exames de TC. O estudo incluiu dois pacientes (um paciente do sexo feminino de 5 semanas de idade, e um paciente do sexo masculino de 12 anos de idade), conforme mostrados na Figura 17, que foram submetidos a exames de TC de tórax, abdome e pelve.

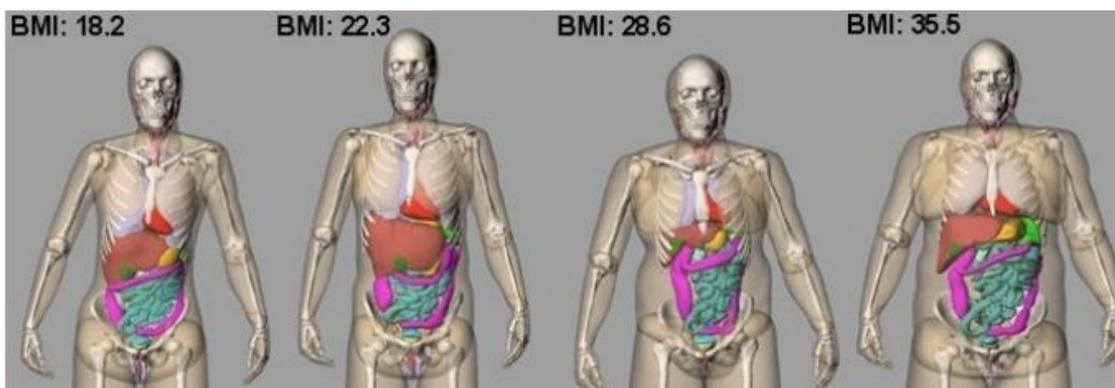
**Figura 17 – Vista 3D dos fantasmas feminino (5 semanas) e masculino (12 anos), respectivamente.**



Fonte: LI et al., 2011.

Em 2013, Bond (BOND, 2013) utilizou o mesmo método para criar uma nova série de fantasmas XCAT, que incluem movimentos cardíacos e respiratórios com base em dados de imagens TC existentes e superfícies NURBS. Foram desenvolvidos 58 modelos adultos híbridos XCAT (*eXtended Cardiac And Torso*), de diferentes idades e massas, com o objetivo de estimar a dose de radiação específica do paciente e o risco de câncer de exames de TC de acordo com a idade e o sexo. A Figura 18 mostra 4 fantasmas femininos adultos com diferentes índices de massa corporal (mostrados através da sigla BMI – *Body Mass Index*).

**Figura 18 – Quatro fantasmas femininos adultos com diferentes BMIs para comparação.**



Fonte: BOND et al., 2013.

É vasto o estado da arte em desenvolvimento de fantasmas femininos de modo geral, englobando suas criações a partir de modificações de fantasmas padrões masculinos, suas metodologias e geometrias diferenciadas. Diferentemente disto, fantasmas especificamente para a mulher grávida ainda precisam ser desenvolvidos ou melhorados. Pesquisadores de

vários países e centros de pesquisa, incluindo membros do DEN/UFPE e do GDN estão atuando constantemente em novos desenvolvimentos de simuladores antropomórficos.

As modificações da anatomia da mulher durante a gravidez são constantes e não incluem somente o aumento de estatura ou massa corpórea, mas aborda modificações mais complexas nas estruturas da região abdominal, por inclusão do feto.

#### **2.4.4 Modelos Computacionais de Exposição desenvolvidos e/ou utilizados por pesquisadores do DEN/UFPE**

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, trabalhos realizados no DEN/UFPE e no GDN comprovam o uso de alguns dos códigos anteriormente citados e as técnicas de modelagem mais utilizadas para construção dos fantasmas.

Loureiro e colaboradores, com intuito de completar o simulador de cabeça e pescoço *McvoxEL*, acoplaram o fantoma de voxels a códigos MC que permitiram a simulação de fontes radioativas internas e externas, 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 por TC de um homem adulto.

Em 2003 e 2004, Kramer e colaboradores desenvolveram os fantasmas de voxels MAX (KRAMER et al., 2003), baseado no fantoma de corpo inteiro *VOX TISS8* (ZUBAL et al., 1994), 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 estarem de acordo com a publicação 89 da ICRP para acoplamento ao código MC EGS4.

Em 2007, Cassola utilizou os fantasmas MAX06 e FAX06 e os códigos MC GEANT4 e EGSnrc 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).

Em 2008, Costa também utilizou e acoplou os fantasmas MAX e FAX ao código EGS4 a fim de realizar simulações típicas para 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). Menezes desenvolveu o simulador CDO (Cartão Dosimétrico Odontológico), referenciado como RDX, e acoplou ao EGS4 para o desenvolvimento de dispositivos de testes para equipamentos de raios-X odontológicos intraorais, que poderiam ser utilizados para radiodiagnóstico convencional (MENEZES, 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 adulto masculino MASH (*Male Adult meSH*) 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 feminino e masculino, desenvolvidos por Cassola (CASSOLA, 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 em projeção ântero-posterior após acoplamento com o código MC EGSnrc e uso do programa Caldose\_X. Neste mesmo ano, Lima (LIMA, 2011) desenvolveu 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. Ainda em 2011, Lima e colaboradores desenvolveram um sistema computacional (software VAP3D) (LIMA et al., 2011) para simular irradiação externa para várias energias, distância fonte-detector e projeções, utilizando o fantoma adulto feminino FASH (*Female Adult meSH*) acoplado ao código MC EGSnrc; simulou tumores localizados e utilizou os resultados dosimétricos de irradiações externas para simular radiografias do corpo em planos e profundidades variadas.

Em 2013, Santos utilizou o fantoma MASH acoplado ao código MC EGSnrc para estimar dose em simulações de braquiterapia ocular (SANTOS, 2013) utilizando um modelo de fonte radioativa do I-125. Ainda em 2013, Alves desenvolveu um sistema computacional

para edição de objetos 3D usados para modelagem do fantoma MASH acoplado ao código MC EGSnrc fazendo uso de um algoritmo de uma fonte de Ir-192 para simular um tratamento braquiterápico de um câncer na porção média do esôfago (ALVES, 2013).

## 2.5 Softwares Utilizados em Dosimetria Numérica

Na construção de fantasmas computacionais algumas etapas requerem ferramentas específicas. Quase sempre, todas as necessidades não são encontradas em um único software. A seguir são apresentados os softwares que permitiram o desenvolvimento de vários trabalhos em dosimetria numérica.

- DIP (*Digital Image Processing*) (VIEIRA; LIMA, 2009): O software possui ferramentas para a construção e edição de fantasmas, tais como: conversão de arquivos do tipo \*.raw de 8 bits em pilhas de imagens do tipo \*.sgi (Simulações Gráficas Interativas), bem como de arquivos \*.obj para \*.txt; troca de números identificadores (Ids); reamostragens de pilhas \*.sgi sem deformações, como também exclusão/adição de fatias, linhas e colunas destas; construção de volumes a partir de voxels-sementes em posições pré-definidas e técnicas MC para posicionar voxels em torno das sementes; conversão de estruturas voxelizadas em um arquivo de texto lido por códigos de simulação MC. Em 2015, foi adicionado um menu que permite a voxelização de objetos 3D, cujos dados de saída são estruturas individuais e sequenciadas no formato \*.sgi que podem, inclusive, ser editadas e organizadas em um único arquivo;
- Autodesk 3ds Max (AUTODESK, 2014): Anteriormente conhecido como *3D Studio Max*, o 3ds Max é um programa de modelagem tridimensional que permite renderização de imagens e animações. Os arquivos gerados pelo 3ds Max possuem a extensão nativa \*.max, que podem ser exportados em outros formatos como \*.obj, \*.stl, \*.fbx, etc., facilitando a compatibilidade com outros programas. Possui cerca de quinze versões lançadas e gratuitas (para estudantes) de 32 bits, voltada para o design, e de 64 bits, voltada para a visualização e entretenimento (BARROS, 2012). O programa possui 22 objetos primitivos 3D, 10 em 2D e no processo de modelagem e edição destes, podem ser usados modificadores nativos do programa ou advindos de *plugins*, muitas vezes disponíveis gratuitamente ou desenvolvidos pelo usuário. O menu *Help* do 3dsMax 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.

- ImageJ/FIJI (FERREIRA & RASBAND, 2012): Software para leitura e processamento de imagens digitais que possui várias funções como exibir, editar, analisar, processar, salvar e imprimir imagens de 8, 16 e de 32 bits, além de ler vários formatos de imagem como \*.tiff, \*.png, \*.jpeg, \*.bmp, \*.dicom, \*.fits e \*.raw. Permite, a partir de arquivos \*.raw, a conversão para arquivos lidos por impressoras 3D (VOLPATO, 2006). O programa também calcula a área e o valor dos pixels, mede distâncias e ângulos, suporta funções de processamento de imagem padrão, faz transformações geométricas, ampliações de imagens, calibra escala de cinza e possui outros recursos adicionais baseados em Java e/ou linguagem de macro.
- CALDose\_X (KRAMER et al., 2008): Software que fornece a possibilidade de cálculo do kerma incidente no ar ( $INAK = \underline{I}ncident \underline{A}ir \underline{K}erma$ ), com base na curva de rendimento obtida do equipamento de raios-X, e o kerma no ar na superfície de entrada ( $ESAK = \underline{E}ntrance \underline{S}urface \underline{A}ir \underline{K}erma$ ), para controle do cumprimento dos níveis de referência no diagnóstico. Adicionalmente, o software utiliza coeficientes de conversão (CCs) calculados com dois fantomas adultos, um masculino (MASH) e um feminino (FASH), nas posições ortostática (de pé) e supina (deitado). Com estes fantomas, é possível avaliar a dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano, a dose efetiva com base nos dados da ICRP 103 e o risco de câncer de pacientes submetidos a exames radiográficos, considerando fatores determinados como idade e gênero.

## 2.6 Modelagem Poligonal para Uso em Dosimetria Numérica

Um modelo é uma representação de um grupo de objetos, ideia ou sistema em outra forma que não seja a real para cooperar na manipulação e observação, seja quantitativa ou qualitativamente, até que uma boa aproximação entre o real e o modelo seja alcançada. A simulação possibilita o estudo, análise e avaliação de situações que não seria possível de outra maneira e um dos reais pontos fortes dessa prática é o fato de que é possível simular sistemas já existentes, bem como aqueles que são capazes de ser trazidos à existência (SHANNON, 1998).

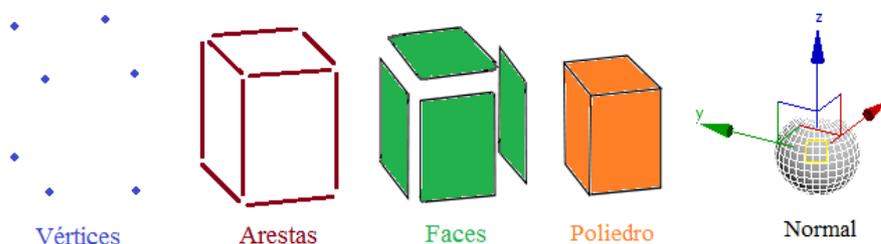
Vê-se na literatura o uso de modelagem 3D em radioproteção para representação do corpo humano em simulações envolvendo radiações ionizantes. Ciente disto, alguns passos que devem estar presentes em qualquer estudo de simulação inclui: definição do problema e planejamento do projeto; definição do modelo e preparação dos dados de entrada necessários; adequação do modelo para o formato exigido na simulação; verificação e validação; experimentação, análise e interpretação dos dados gerados na simulação; implementação, documentação e utilização do modelo. Para a definição do modelo, uma revisão sobre modelagem poligonal é mostrada nos itens a seguir.

O avanço tecnológico no desenvolvimento de programas gráficos com foco no ambiente tridimensional como *3ds Max*, *Blender*, *Maya*, *ZBrush*, entre outros, possibilitou a criação de representações matemáticas para diferentes aplicações e propósitos. Objetos sólidos primitivos (paralelepípedos, esferas, cones e cilindros), quando organizados, podem criar topologias complexas com superfícies aparentemente curvas e suavizadas como o corpo humano e alimentos, por exemplo.

A modelagem 3D possui uma enorme variedade de ferramentas e recursos que variam com as técnicas utilizadas. Esta revisão terá foco na abordagem do tipo de modelagem poligonal, uma das técnicas mais utilizadas para construção 3D pelo fato de ser intuitiva e estar implementada em diversos softwares disponíveis.

Polígono (do grego *poly* = muitos; *gon* = ângulos) é um tipo de geometria plana e fechada, com vários ângulos, que pode ser utilizada para criar sólidos tridimensionais, chamados de poliedros. Vértices, arestas, faces e normais são os componentes básicos de qualquer poliedro, conforme sequência mostrada na Figura 19.

**Figura 19 – Componentes de um poliedro.**



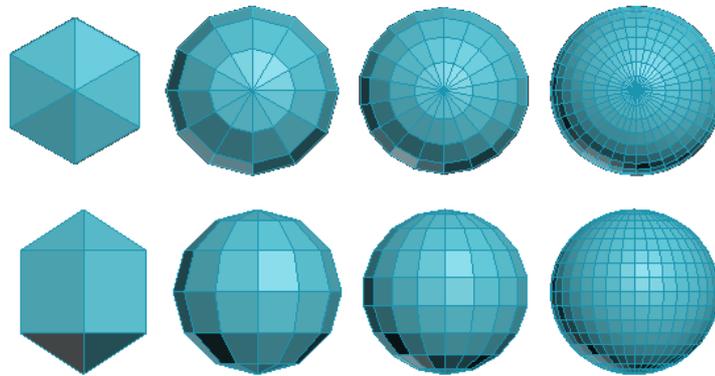
Fonte: o autor.

Uma malha de polígonos é um conjunto de faces (onde cada face é um conjunto de vértices) que define um objeto 3D, usualmente referenciado como objeto sólido primitivo (OSP). Um OSP serve de base para criação de qualquer forma e, para isto, são fundamentais

as mudanças de posição de elementos primitivos, isto é, vértices, arestas e faces, além do uso de comandos específicos existentes em softwares de modelagem. A escolha do OSP a ser utilizado como base sempre dependerá da estrutura que se deseja modelar.

Para construir uma geometria humana realista, é necessário uma resolução de malha com elementos primitivos (vértices, faces, arestas, normal, material, etc.) suficientes para possibilitar a obtenção de superfícies suaves, aparentemente curvas, como na sequência mostrada na Figura 20.

**Figura 20 – Mesmo objeto sólido primitivo com com uma resolução crescente da malha para maior suavidade na forma.**



Fonte: o autor.

O estudo da geometria Euclidiana parte de três conceitos primitivos: ponto, reta e plano. Estes conceitos são chamados de primitivos por não ser possível defini-los de forma individual e independentemente. Neste contexto, o programa de modelagem Autodesk 3ds Max, utilizado para o desenvolvimento das geometrias 3D deste trabalho, pode ser considerado de um alto nível, uma vez que as suas primitivas básicas são compostas por primitivas euclidianas.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Materiais

Os materiais utilizados no desenvolvimento dos fantasmas e na obtenção de resultados dosimétricos estão localizados no Laboratório de Dosimetria Numérica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco (LDN-IFPE). Os computadores utilizados têm como principais itens de configuração: sistema operacional Windows 7 Ultimate 64 Bits Service Pack 1, processador Intel® Core™ i7 e memória instalada (RAM) de 24,0 GB. Os principais softwares utilizados são listados abaixo:

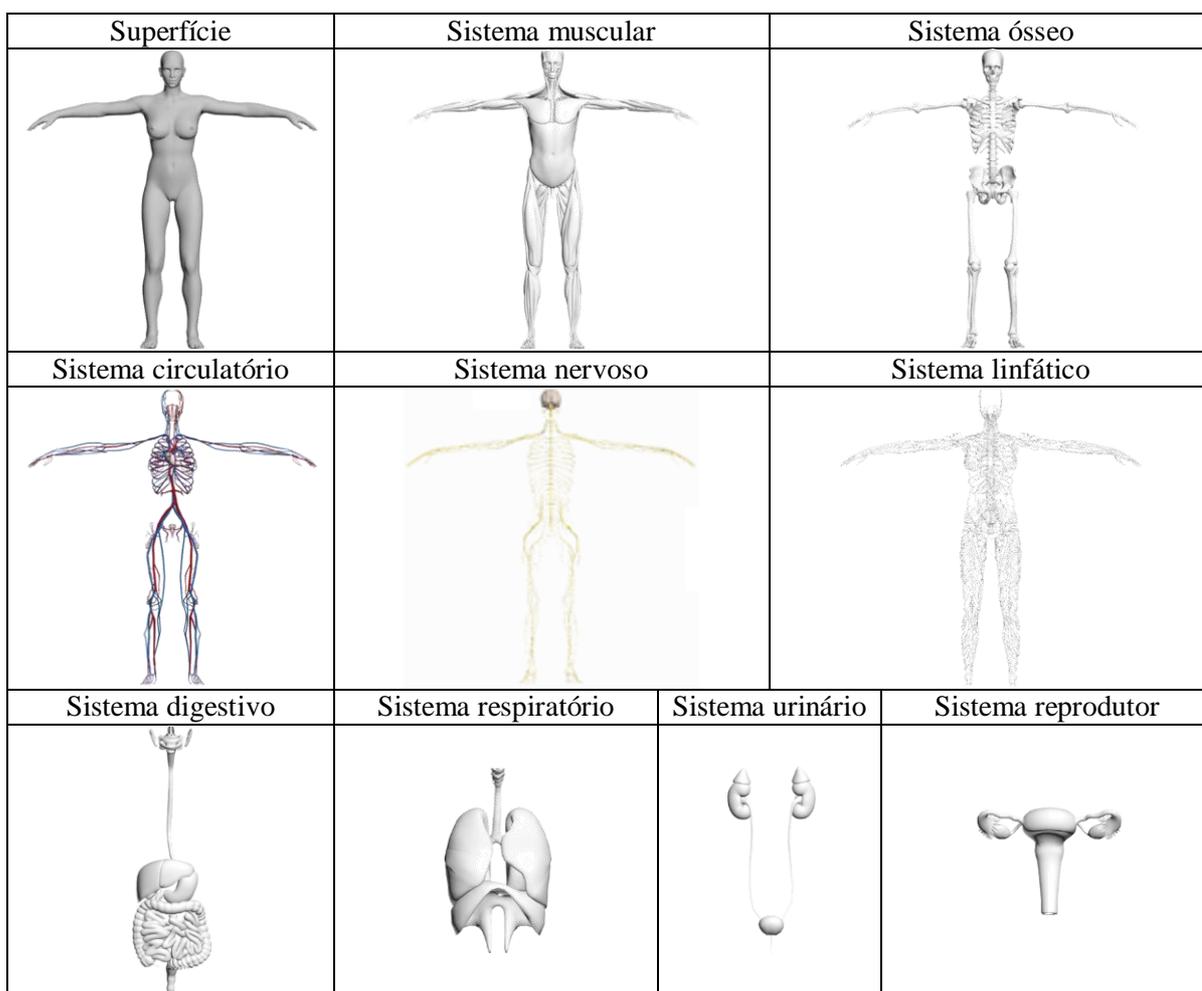
1. Windows 7: Bloco de notas, Paint, Prompt de comando e Windows Explorer;
2. Office 2007: Word e Excel;
3. Autodesk 3ds Max: Programa de modelagem 3D;
4. EGSnrc: Código MC para simulações;
5. ImageJ/FIJI: Programa para processamentos de imagens digitais;
6. DIP: Programa para processamentos de imagens digitais e voxelização de objetos 3D;
7. CALDose\_X: Programa para avaliar as doses absorvida e efetiva, bem como o risco de câncer de pacientes submetidos a exames radiográficos.

O desenvolvimento de fantasmas de voxels por meio de modelagem poligonal *mesh* compreende uma gama de ferramentas apropriadas para aquisição e/ou construção dos dados primários e conversão. Assim, foram comprados na internet (<http://www.cgshape.com/>) objetos 3D, mostrados na Figura 21, em diversos formatos (\*.obj, \*.3ds, \*.fbx, \*.max, \*.blend, etc.), para representação anatômica dos órgãos e tecidos da mulher adulta não grávida. Os objetos incluem os sistemas muscular, ósseo, circulatório, nervoso, linfático, digestivo, respiratório, urinário e reprodutor. O MCE FSTA (*Fash STANDING*; *standing* = em posição ortostática) foi utilizado para modificações e comparações com o MCE aqui desenvolvido.

Para caracterização de gestação no fantoma feminino original, foi utilizado o programa de modelagem Autodesk 3ds Max 2014, versão gratuita para estudantes, para deformação da região abdominal e criação dos órgãos/tecidos fetais. Dados anatômicos para as novas estruturas foram reunidos por meio de atlas de anatomia humana (GRAAF, 2003),

publicação 89 da ICRP (ICRP 89, 2002) e de dados encontrados na literatura de Stabin e colaboradores (STABIN et al., 1995); Os métodos utilizados desde a obtenção dos dados primários até os últimos ajustes no ambiente de modelagem 3D são descritos a seguir.

**Figura 21 – Objetos 3D adquiridos para representação de uma adulta não grávida.**



Fonte: o autor.

### 3.2 Métodos

Neste tópico são descritos os métodos adotados para o desenvolvimento dos fantasmas computacionais, bem como a manipulação de arquivos contendo estes fantasmas para voxelização e posterior acoplamento ao código MC EGSnrc.

### 3.2.1 Processo de construção dos fantasmas

A modelagem 3D é uma arte que exige muita atenção nos detalhes e conhecimento técnico das ferramentas usadas na edição e construção do objeto desejado. As mudanças anatômicas, fisiológicas e bioquímicas na gravidez são consideráveis e muitas delas iniciam-se quase logo após a fecundação e prolongam-se por toda a gestação.

Como mencionado no item *Revisão de Literatura* deste trabalho, Stabin e colaboradores (1995) desenvolveram uma série de fantasmas matemáticos para mulheres não grávidas e em três estágios de gravidez. Estes modelos demonstram alterações, principalmente no útero e na bexiga, e incluem modelos de feto e placenta, como mostra a Tabela 2.

**Tabela 2 – Massas dos órgãos dos fantasmas matemáticos para a mulher sem gravidez e ao final do primeiro, segundo e terceiro trimestres.**

Fantoma – Órgãos	Massa (g)			
	Sem Gravidez	1º Trimestre	2º Trimestre	3º Trimestre
Conteúdo da Bexiga	160	128	107	42,3
Parede da Bexiga	35,9	36,9	34,5	23,9
Parede do Útero	80	374	834	1095
Feto	-	458	1640	2960
Placenta	-	-	310	466
Corpo Inteiro	58000	58000	61500	63700
Corpo Inteiro (Tecidos Maternais)	56400	56400	57500	56600

Fonte: (STABIN et al., 1995).

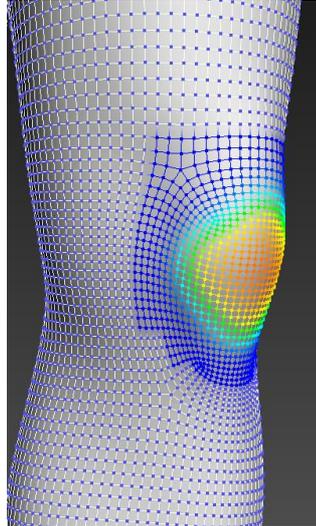
A partir dos dados tabelados de Stabin e colaboradores, foi possível a criação das mesmas estruturas em *mesh* para inserção em um fantoma adulto feminino. Para isto, fez-se necessário a obtenção de um modelo não grávido que pudesse ser modificado e ajustado com as estruturas desenvolvidas, caracterizando uma gestação.

#### 3.2.1.1 Modificação do fantoma adulto feminino não grávido

As modificações e ajustes da versão *mesh* foram realizadas inteiramente por meio de ferramentas disponíveis no software Autodesk 3ds Max. Técnicas como extrusão, rotação e movimentação; modificadores como *TurboSmooth* e *Symmetry*; e ferramentas para atribuição de hierarquias de movimento, como *SoftSelection*, por exemplo, foram as mais utilizadas.

A Figura 22 mostra o exemplo do uso da ferramenta *SoftSelection*, que permite que os sub-objetos (vértices, faces e arestas) selecionados possuam uma influência regulada e uniforme durante um determinado movimento.

**Figura 22 – Uso da ferramenta *SoftSelection*.**



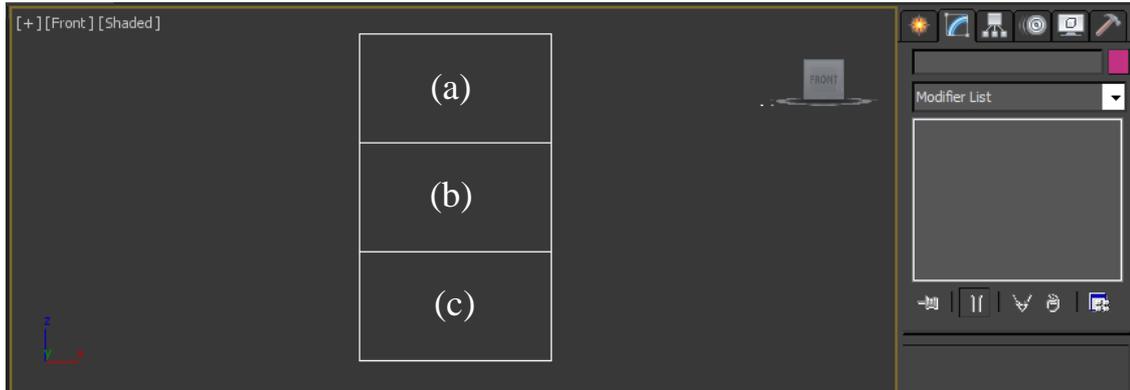
Fonte: o autor.

Isto é, ao invés de fazer movimentações vértice a vértice, por exemplo, com esta ferramenta é possível controlar o nível de influência que um sub-objeto selecionado tem sobre os sub-objetos vizinhos, tornando a forma final mais uniformizada e suave. Os parâmetros desta influência são controlados por meio de cores, onde a predominância maior de vermelho caracteriza maior influência em relação à técnica de movimento a ser realizada (extrusão e rotação, por exemplo) e quanto mais próxima do azul, menor a influência existente.

### 3.2.1.2 Desenvolvimento da representação fetal

Esta etapa descreve o processo de modelagem das seguintes estruturas: útero, bolsa amniótica, placenta e feto. Para auxílio referencial na construção e ajuste da proporção do feto desenvolvido, foram criadas três molduras retangulares para cabeça, tronco e membros inferiores, conforme mostrado na Figura 23.

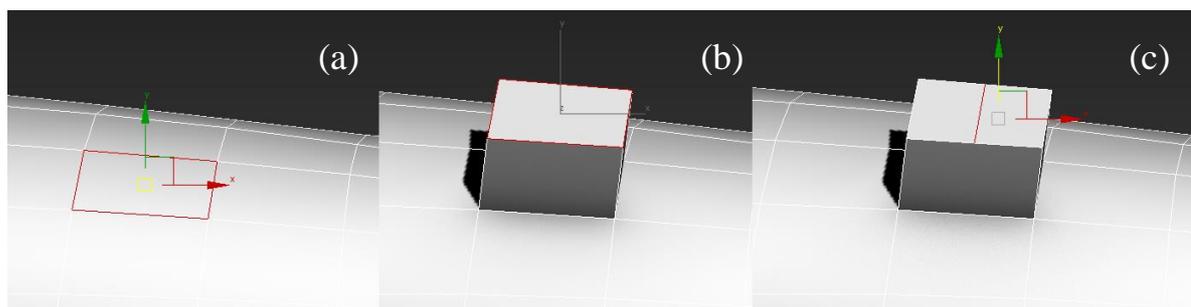
**Figura 23 – Retângulos para referenciar cabeça (a), tronco (b) e membros inferiores (c).**



Fonte: o autor.

Para o início da modelagem propriamente dita, deve-se criar o objeto primitivo mais conveniente para o trabalho e realizar edições em sua forma. Assim, foi criada uma caixa (*box*) com dimensões aleatórias e esta foi convertida em objeto editável (*Editable Poly*) para possibilitar o acesso às ferramentas básicas de edição dos componentes vértices, arestas e faces no 3dsMax. A possibilidade de manipulação destes componentes separadamente torna o controle sobre a forma bastante flexível e pode ser feita por meio de extrusões, conexões, movimentações, rotações, entre outras ações que o programa permite. A Figura 24 mostra a malha poligonal original (a) modificada pelos processos de extrusão (b) e conexão de arestas (c) em uma malha poligonal.

**Figura 24 – Malha poligonal original (a), etapa de extrusão (b) e conexão de arestas (c).**

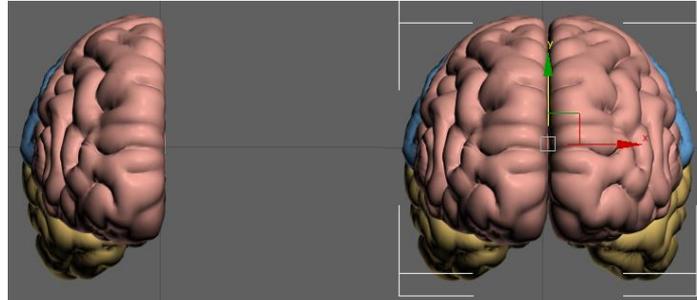


Fonte: o autor.

Na construção da superfície fetal nenhuma das alterações realizadas no objeto seguiu uma regra de dimensão, pois assumiu-se que a superfície seria simétrica em relação ao plano sagital, isto é, ao plano que divide o objeto em duas metades (direita e esquerda). Para isto, foi utilizado o modificador *Symmetry*, criando um efeito espelho em toda a lateral do corpo,

conforme mostrado na Figura 25. Assim, somente um dos lados foi modificado e todas as alterações do lado oposto foram atualizadas automaticamente e de forma idêntica.

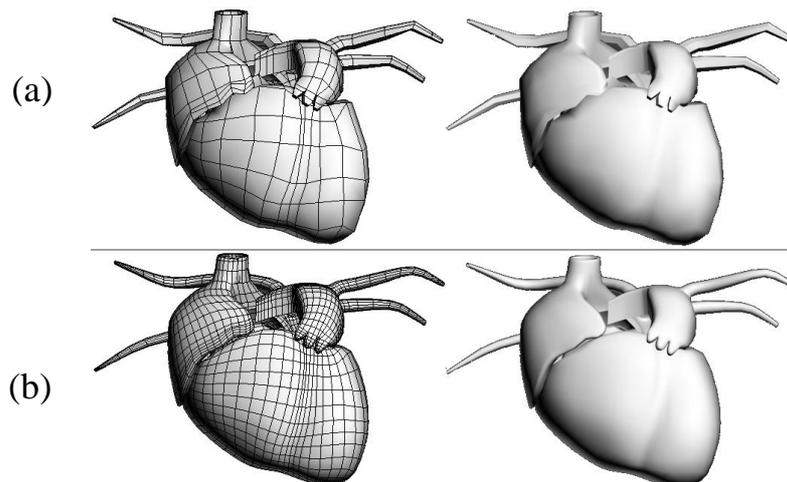
**Figura 25 – Uso do modificador Symmetry para criação do lado oposto do cérebro.**



Fonte: o autor.

Em geral, o processo se completa com a aplicação do modificador *TurboSmooth*, que atua suavizando todo o objeto selecionado, arredondando as formas, por meio da multiplicação de polígonos. O efeito do *TurboSmooth* torna o objeto finalizado mais realista anatomicamente e, igualmente ao modificador *Symmetry*, o efeito pode ser desativado a qualquer momento, caso haja alguma outra modificação a fazer, e reativado quando o desenvolvedor desejar. A Figura 26 mostra o exemplo do uso do modificador *TurboSmooth* desativado (a) e ativado (b), respectivamente.

**Figura 26 – Superfície do coração antes (a) e após (b) a aplicação do modificador TurboSmooth.**



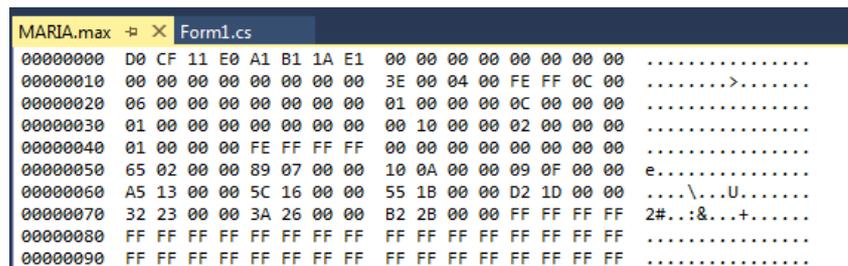
Fonte: o autor.

Depois de finalizada a etapa de criação e inclusão das estruturas fetais, definiu-se que o fantoma adulto grávido seria composto por: estruturas novas modeladas; estruturas remodeladas; e estruturas não alteradas, presentes no fantoma original não grávido.

### 3.2.2 Manipulação de arquivos contendo fantasmas

O fantoma MARIA é um arquivo binário (\*.max) composto por vértices, faces, texturas, normais, e outras informações como sombreamento e iluminação, por exemplo. Estes arquivos contêm dados, como mostrados na Figura 27, que precisam de softwares especiais para leitura e manipulação.

**Figura 27 – Parte do arquivo binário (\*.max) que compõe o fantoma MARIA.**



```

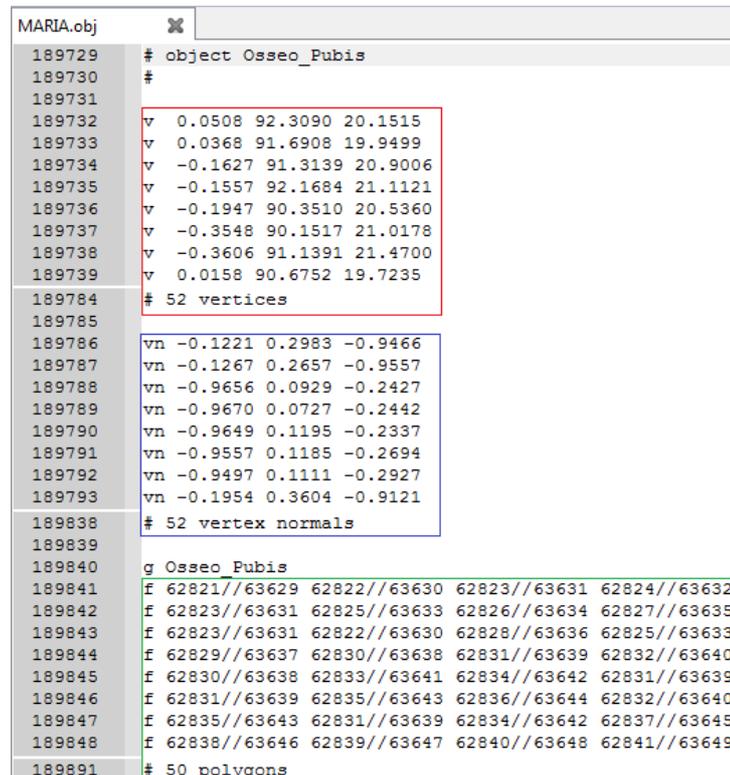
MARIA.max -p X Form1.cs
00000000 D0 CF 11 E0 A1 B1 1A E1 00 00 00 00 00 00 00 00 .....
00000010 00 00 00 00 00 00 00 00 3E 00 04 00 FE FF 0C 00 .....>.....
00000020 06 00 00 00 00 00 00 00 01 00 00 00 0C 00 00 00 .....
00000030 01 00 00 00 00 00 00 00 00 10 00 00 02 00 00 00 .....
00000040 01 00 00 00 FE FF FF FF 00 00 00 00 00 00 00 00 .....
00000050 65 02 00 00 89 07 00 00 10 0A 00 00 09 0F 00 00 e.....
00000060 A5 13 00 00 5C 16 00 00 55 1B 00 00 D2 1D 00 00 ...\.U.....
00000070 32 23 00 00 3A 26 00 00 B2 2B 00 00 FF FF FF FF 2#...:&...+.....
00000080 FF .....
00000090 FF .....

```

Fonte: o autor.

Uma abordagem usual para resolver este problema consiste em converter este arquivo binário em um arquivo de texto (\*.obj), cuja estrutura é mostrada na Figura 28.

**Figura 28 – Parte do arquivo de texto (\*.obj) que compõe o fantoma MARIA, com informações sobre vértices (em vermelho), normais (em azul) e faces (em verde).**



```

MARIA.obj
189729 # object Osseo_Pubis
189730 #
189731
189732 v 0.0508 92.3090 20.1515
189733 v 0.0368 91.6908 19.9499
189734 v -0.1627 91.3139 20.9006
189735 v -0.1557 92.1684 21.1121
189736 v -0.1947 90.3510 20.5360
189737 v -0.3548 90.1517 21.0178
189738 v -0.3606 91.1391 21.4700
189739 v 0.0158 90.6752 19.7235
189784 # 52 vertices
189785
189786 vn -0.1221 0.2983 -0.9466
189787 vn -0.1267 0.2657 -0.9557
189788 vn -0.9656 0.0929 -0.2427
189789 vn -0.9670 0.0727 -0.2442
189790 vn -0.9649 0.1195 -0.2337
189791 vn -0.9557 0.1185 -0.2694
189792 vn -0.9497 0.1111 -0.2927
189793 vn -0.1954 0.3604 -0.9121
189838 # 52 vertex normals
189839
189840 g Osseo_Pubis
189841 f 62821//63629 62822//63630 62823//63631 62824//63632
189842 f 62823//63631 62825//63633 62826//63634 62827//63635
189843 f 62823//63631 62822//63630 62828//63636 62825//63633
189844 f 62829//63637 62830//63638 62831//63639 62832//63640
189845 f 62830//63638 62833//63641 62834//63642 62831//63639
189846 f 62831//63639 62835//63643 62836//63644 62832//63640
189847 f 62835//63643 62831//63639 62834//63642 62837//63645
189848 f 62838//63646 62839//63647 62840//63648 62841//63649
189891 # 50 polygons

```

Fonte: o autor.

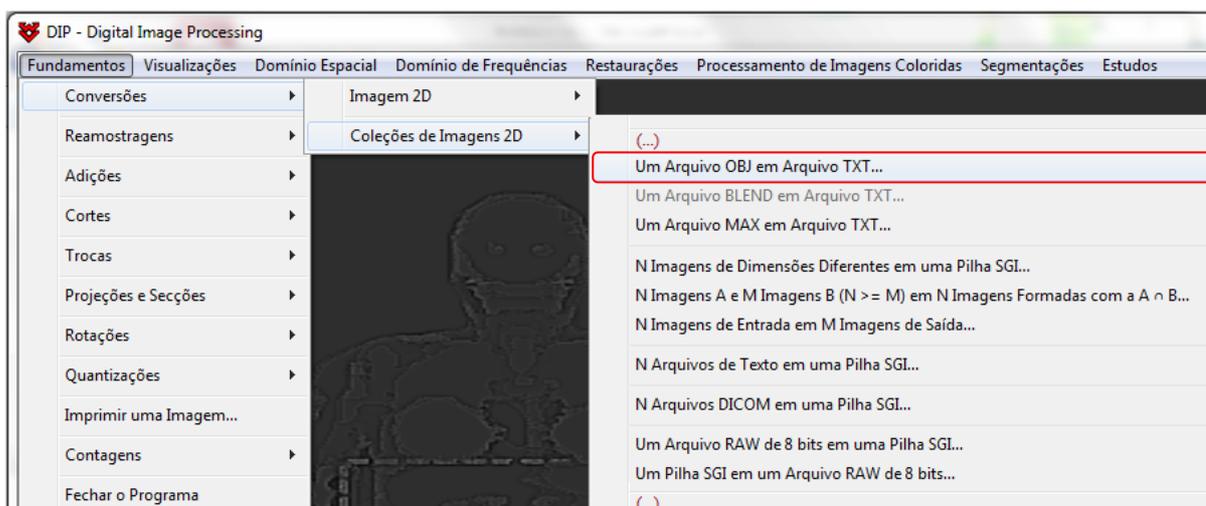
Assim, foi utilizado um menu, disponível no programa Autodesk 3ds Max, para a exportação dos objetos 3D criados (\*.max) para o formato \*.obj, cujas informações podem ser lidas por meio de coordenadas representadas por texto e números. O intuito desta transformação é tornar possível a leitura dos objetos 3D em programas alternativos para, primeiramente, realizar a voxelização e ajustes das estruturas e, posteriormente, possibilitar o acoplamento ao código Monte Carlo EGSnrc.

### 3.2.2.1 Voxelização de fantasmas *mesh*

Para voxelizar o fantoma *mesh* MARIA, foram realizadas duas etapas iniciais: 1) Conversão de arquivos binários do tipo \*.max em arquivos de texto do tipo \*.obj, contendo estruturas 3D; 2) Conversão de arquivos \*.obj para arquivos de dados do tipo \*.txt. O arquivo do tipo \*.txt possui uma seqüência de linhas com caracteres que podem ser facilmente reconhecidos por qualquer leitor de texto e possui as mesmas informações contidas no arquivo \*.obj, porém, com uma formatação ainda mais simples, isto é, sem espaços em branco ou símbolos para organização de cabeçalhos.

Para a primeira conversão, foi utilizado um menu do programa Autodesk 3ds Max, que exporta objetos selecionados para formatos de arquivo não-nativos do 3ds Max, e para a segunda conversão, foi utilizado um menu do software DIP, que pode ser visto na Figura 29.

**Figura 29 – Interface do software DIP. Em detalhe, um dos menus utilizados.**

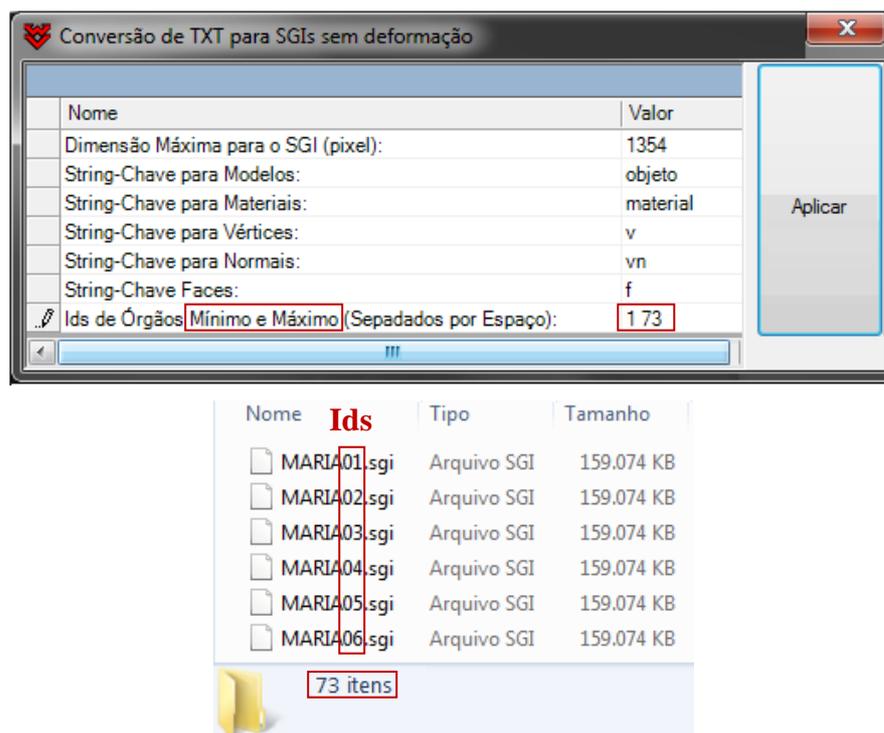


Fonte: o autor.

O GDN adota em suas pesquisas, como geometria padrão, fantasmas voxelizados compostos de arquivos de dados referenciados como \*.sgi (Simulações Gráficas Interativas).

A partir da conversão do arquivo \*.obj para \*.txt, foi possível criar, com o software DIP, N pilhas em formato \*.sgi sem deformação e com órgãos e tecidos voxelizadas sequencialmente. Para isto, foi utilizado o diretório “*Menu Fundamentos → Conversões → Coleções de Imagens 2D → Um arquivo TXT contendo um Meta-fantoma OBJ em pilhas SGI para cada órgão*”. Depois de inseridos os dados de entrada necessários, como palavras-chave e número de Ids a serem criados, por exemplo, foi realizada a voxelização automática de 73 órgãos/tecidos com arquivos de saída individuais, sequenciados e enumerados de acordo com o número identificador (ID) correspondente à estrutura presente no arquivo. A caixa de diálogo para inserção dos dados de entrada que antecedem a voxelização, bem como um exemplo dos arquivos de saída salvos, podem ser vistos na Figura 30.

**Figura 30 – Caixa de diálogo com os dados de entrada utilizados para criação de pilhas \*.sgi com órgãos/tecidos voxelizados e exemplo dos arquivos de saída salvos.**



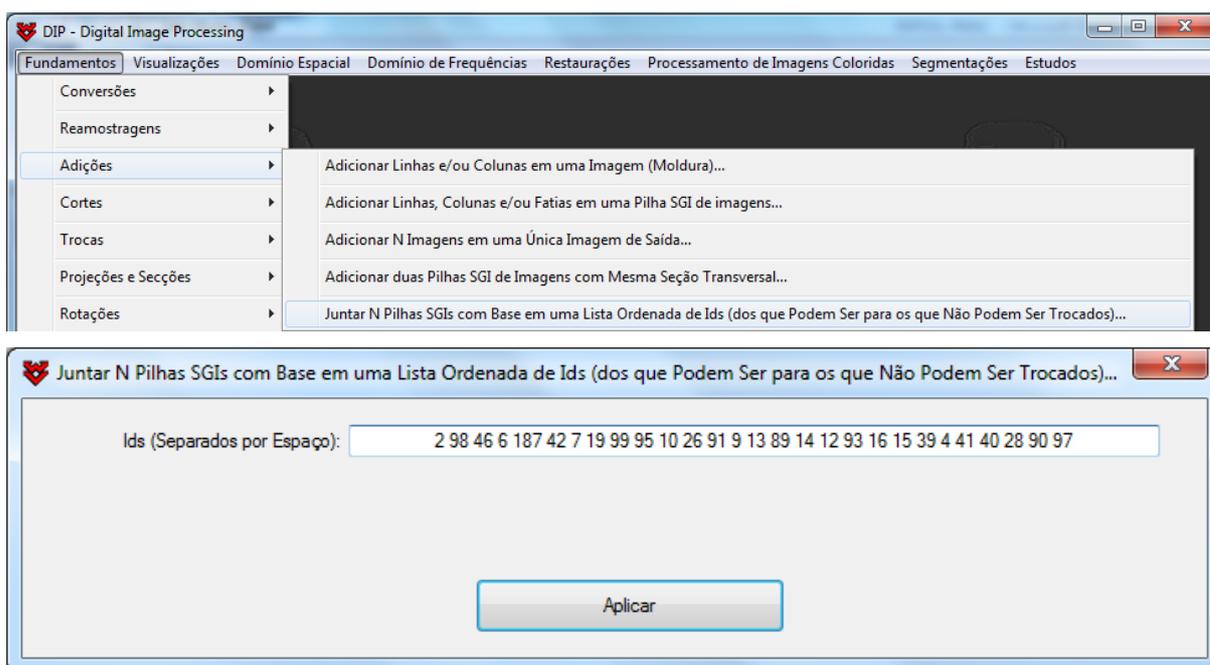
Fonte: o autor.

Informações quanto aos números de fatias, linhas, colunas e de cada estrutura, bem como menus para tarefas de exibição, edição, análise e processamento de imagens e pilhas de imagens, também estão disponíveis no software DIP.

Os ajustes das estruturas voxelizadas foram feitos em várias etapas, que compreenderam desde a troca de Ids (para diferenciação visual de cada estrutura) à junção de

todas em uma única pilha de imagens de formato \*.sgi. Todas as estruturas, voxelizadas separadamente, foram integradas em um único arquivo utilizando o diretório “*Menu Fundamentos → Adições → Juntar N Pilhas SGIs com base em uma lista ordenada de Ids (dos que podem ser para os que não podem ser trocados)*”. A seleção dos arquivos foi feita de forma cautelosa para que estruturas pequenas, como ovários, por exemplo, não fossem sobrepostas por estruturas maiores. Uma caixa de diálogo, responsável pela junção das N pilhas \*.sgi, foi disponibilizada e os Ids correspondentes às estruturas foram inseridos considerando a sua ordem de importância. Assim, a junção dos Ids das estruturas fetais se deu da seguinte forma: “...*útero (39) (espaço simples) bolsa amniótica (4) (espaço simples) feto (41) (espaço simples) placenta (40)...*”, conforme mostra a Figura 31. Isto significa que, desta forma, o feto e a placenta (estruturas menores) não seriam sobrepostos pelo útero ou bolsa amniótica (estruturas maiores).

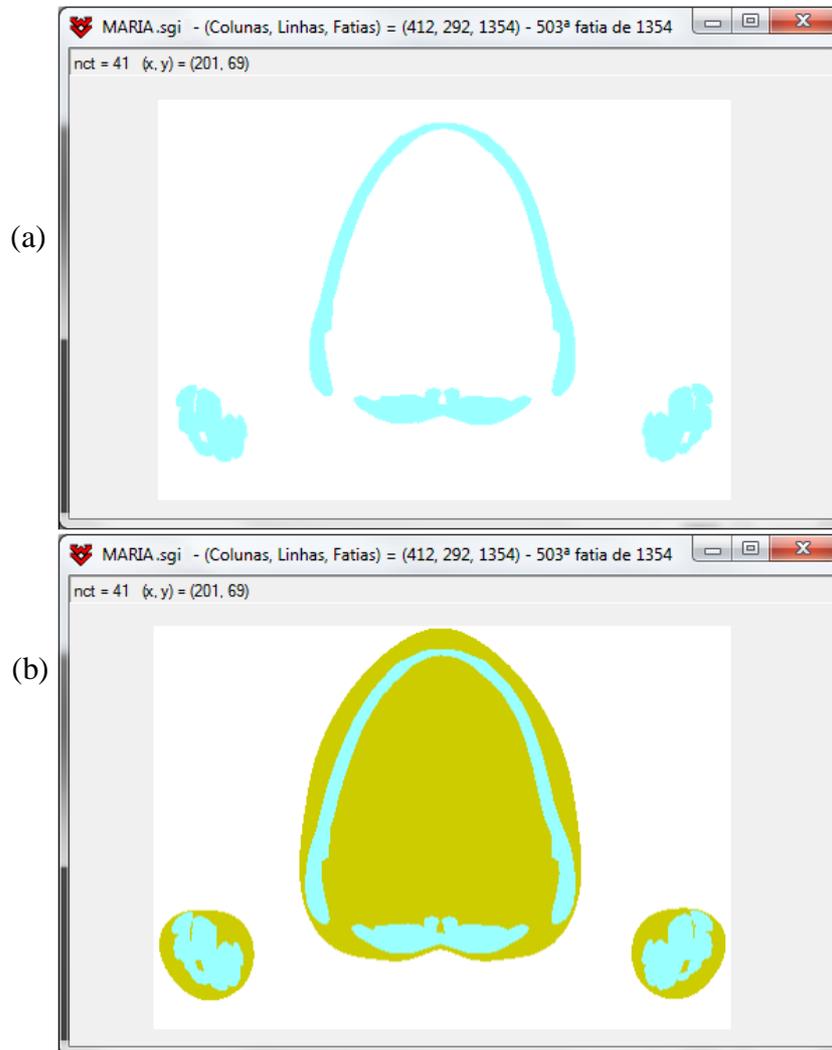
**Figura 31 – Menu para junção de N pilhas SGIs em um único arquivo SGI e caixa de diálogo para inserção de uma lista ordenada de Ids.**



Fonte: o autor.

A Figura 32 mostra um exemplo de uma estrutura voxelizada (a) e o resultado da junção de duas estruturas em um único arquivo (b).

**Figura 32 – Exemplo de uma estrutura voxelizada individualmente (a) e união de duas estruturas em um único arquivo (b).**



Fonte: o autor.

Após a junção de todas as estruturas em um único arquivo, o software DIP foi utilizado para a realização de processamentos diversos como: conversão de arquivos do tipo \*.raw de 8 bits em uma pilha \*.sgi; conversão em um arquivo de texto lido pelo EGSnrc; cortes de volume de uma pilha \*.sgi de imagens; trocas de IDs; reamostragens sem deformações; exclusão/adição de fatias, linhas e colunas; construção de volumes a partir de voxels-sementes em posições pré-definidas e técnicas MC para posicionar voxels em torno das sementes. Todas as etapas foram realizadas para que o fantoma MARIA possuísse

informações similares ao fantoma FASH quanto aos IDs das estruturas e número de fatias. O número de linhas e colunas não foi considerado para comparação, uma vez que o fantoma FASH não possui estruturas fetais.

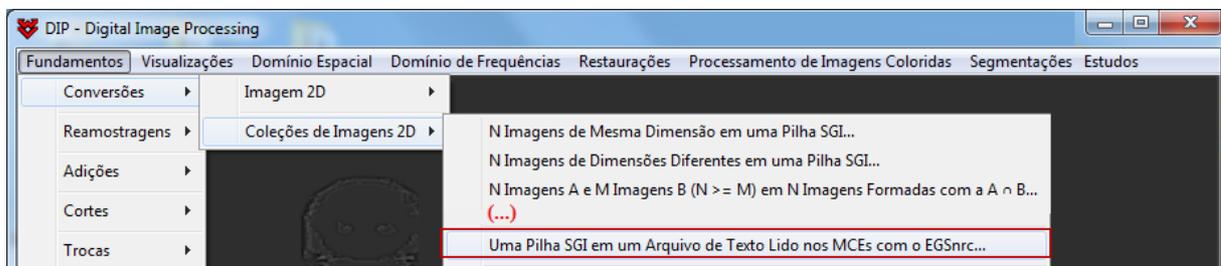
### 3.2.3 Acoplamento dos fantasmas de voxels ao código Monte Carlo EGSnrc

O código MC EGSnrc foi utilizado, principalmente, devido às aplicações bem-sucedidas em trabalhos realizados por pesquisadores do DEN/UFPE e do GDN, e por se tratar de um pacote que simula o transporte de fótons, característica importante para este trabalho. A estrutura deste código MC é composta de um conjunto de sub-rotinas que abrangem, de forma geral, a física das simulações, permitindo que o usuário determine a geometria para o acoplamento e defina parâmetros utilizados na simulação.

O acoplamento dos fantasmas ao EGSnrc ocorreu em três etapas: 1) Definição da geometria, que se concluiu quando os dados primários e informações adicionais foram salvos em um arquivo de texto do tipo \*.data; 2) Definição da fonte radioativa a ser utilizada, por meio do arquivo \*.egsinp; 3) Modificação interna do código principal \*.mortran, bem como outros arquivos, lidos durante a compilação e execução da simulação.

Para a definição da geometria, se fez necessário o uso do software DIP para converter o fantoma final voxelizado em um arquivo de texto do tipo \*.data, que pode ser lido pelo código MC e associado aos fantasmas através dos IDs dos órgãos e tecidos. O menu utilizado para esta etapa pode ser visto, em destaque, na Figura 33.

**Figura 33 – Uso do DIP para conversão do fantoma voxelizado (\*.sgi) em um arquivo de texto (\*.data) para acoplamento ao código MC EGSnrc.**



Fonte: o autor.

Para a realização de simulações, o MCE aqui desenvolvido necessita de informações adicionais que incluem, por exemplo, as variáveis que controlam a posição da fonte (XS, YS,

ZS), a largura e a altura do campo a ser irradiado (FW, FH), o número de histórias simuladas (NTIM), o tipo da fonte (IGE), o número do espectro (NSPEC) e a energia inicial (EIN). As modificações destes parâmetros no arquivo de entrada, lido durante as simulações com o fantoma FASH, conforme destaque na Figura 34, ocorreram para adequação ao fantoma MARIA e, conseqüentemente, para possibilitar o seu acoplamento.

**Figura 34 – Fragmento do arquivo de entrada contendo informações definidas pelo usuário para atender às simulações.**

```

expo_N_D7_T_PA.egsinp
1  DATA INPUT FOR EGSnrc/FSTA_MICR0160 CODE FOR CHEST EXPOSURES
2  micro
3  MACRO VOXEL DIMENS. [cm]: 0.12 0.12 0.12
4  16 ←
5  CHEST EXAMINATION WITH A PUNCTUAL BEAM PA
6  XS,YS,ZS,FW,FH,RQ,YIQ : 26.64 180.00 39.60 35.00 40.00 2000.00 1.00
7  NTIM,IGE,NSPEC,EIN,NG,NUM: 100000 7 17 80. 0 8 3 8 1 0 1 0 0 1
8  IQ,ECT,PCT,WT,EC6,7,10,11: 0 20. 2. 1.00 5. 5. 5. 5. 0.60 0.70 0.25 0.48 0.38 35.0
9  RESULTS IN FILE :F_1E5_D7_PA

```

Fonte: o autor.

Além da geometria definida, é preciso desenvolver um algoritmo que simule com fidelidade a fonte de radiação pretendida. Neste trabalho, foram simulados três exames de radiodiagnóstico (crânio, tórax e abdome) com parâmetros de simulação similares aos disponíveis no software CALDose\_X para adultas não grávidas em posição ortostática projeção posteroanterior (PA). Para isto, foi utilizada uma fonte pontual divergente emissora de fótons com energias que variaram de acordo com espectros de raios-X catalogados no arquivo de texto *mspectra.dat*. Este arquivo está disponível para o GDN em MCEs do tipo “FANTOMADEVOXELS/EGSnrc” e contém 61 espectros para aplicações em física médica e proteção radiológica.

Após a definição do algoritmo simulador da fonte de radiação utilizada, foi necessária a modificação interna do código principal, bem como outros arquivos, lidos durante a compilação e execução da simulação. A Figura 35 mostra modificações realizadas em três tipos de arquivos (\*.make, \*.makefile e \*.mortran) e incluem alterações no nome do fantoma (a e b), e nas dimensões das fatias, linhas e colunas (c).

Figura 35 – Modificações nos arquivos do tipo \*.make (a), \*.makefile (b) e \*.mortran (c) para acoplamento do fantoma MARIA ao EGSnrc.

```

MARIA.make x
1 # $Id: MARIA.make ←
2 #
3 # The .make file can be used to
4 # - change the standard set of files needed to build a user code
5 # by including a statement
6 # SOURCES = ...
7 # where ... stands for the list of sources
8 # - modify the compilation options, e.g.
9 # FCFLAS = -fno-automatic -finit-local-zero
10 # to make all local variables static with G77
11 # - Pass C-preprocessor directive on the command line, e.g.
12 # FCFLAGS = $(FCFLAGS) -Dmy_code
13 # - Re-define the default random number generator.
14 # - ...
15 #
16 # The .make file MUST be present in the user code directory, even
17 # if it is just a dummy (empty) file.
18 #
19 #

```

(a)

```

Makefile x
29 include $(EGS_CONFIG)
30
31 # Then define the user code name
32 #
33 USER_CODE = MARIA ←
34
35 # User code specific definitions for Make
36 #

```

(b)

```

MARIA.mortran x
132 {' EGSnrc/FASH3_standing_mic60 R0160 ICRP89/ICRU46/ICRP110 '};
133 REPLACE {$CODENAME} WITH {'EGSnrc/FASH3_mic60'};
134
135 REPLACE {$XMAC} WITH {416} ← "VOXEL-NUMBER X-DIRECTION (414+2)"
136 REPLACE {$YMAC} WITH {296} ← "VOXEL-NUMBER Y-DIRECTION (294+2)"
137 REPLACE {$ZMAC} WITH {1358} ← "VOXEL-NUMBER Z-DIRECTION (1356+2)"

```

(c)

Fonte: o autor.

### 3.2.3.1 Inclusão e modificação de estruturas

Devido à presença de estruturas fetais, houve a necessidade de inclusão destas estruturas no arquivo \*.mortran. O fantoma MARIA é um fantoma simplificado, isto é, não possui todas as estruturas presentes no fantoma FASH. Assim, a inclusão das estruturas não existentes como feto, placenta e bolsa amniótica, por exemplo, foi realizada substituindo os órgãos e tecidos do fantoma FASH que não foram modelados na construção do fantoma MARIA. A Figura 36 mostra fragmentos do arquivo \*.mortran original, composto por órgãos/tecidos presentes apenas no fantoma FASH (a) e as alterações realizadas para

caracterização do fantoma MARIA (b). As siglas CORG, RHORG e RHO, presentes na mesma figura, estão relacionadas à ordem de escrita de cada órgão no arquivo e à sua respectiva composição média, cujos valores estão de acordo com os dados fornecidos pela publicação 110 da ICRP (ICRP 110, 2009) e 46 da ICRU (ICRU 46, 1968).

**Figura 36 – Fragmento do arquivo \*.mortran. Em destaque, órgãos/tecidos escolhidos para modificação e posterior inclusão de estruturas fetais.**

```

FSTA.mortran ✕ ←
3990 *****
3991 "ICRP 70/71/89 ORGANS          TISSUE COMPOSITION ICRU 46/ICRP 110  "
3992 *****
3993 CORG (1)='EYES ←                ' ;RHOORG (1)=RHO (17) ;
3994 CORG (2)='ADRENALS              ' ;RHOORG (2)=RHO (14) ;
3995 CORG (3)='BLADDER WALL          ' ;RHOORG (3)=RHO (13) ;
3996 CORG (4)='BRAIN                 ' ;RHOORG (4)=RHO (3) ;
3997 CORG (5)='ORAL MUCOSA ←        ' ;RHOORG (5)=RHO (2) ;
3998 CORG (6)='COLON WALL           ' ;RHOORG (6)=RHO (13) ;
3999 CORG (7)='BREASTS, GLANDULAR    ' ;RHOORG (7)=RHO (16) ;
4000 CORG (8)='KIDNEYS              ' ;RHOORG (8)=RHO (3) ;
4001 CORG (9)='LIVER                ' ;RHOORG (9)=RHO (3) ;
4002 CORG (10)='LUNGS               ' ;RHOORG (10)=RHO (5) ;
4003 CORG (11)='MUSCLE               ' ;RHOORG (11)=RHO (2) ;
4004 CORG (12)='OESOPHAGUS          ' ;RHOORG (12)=RHO (14) ;
4005 CORG (13)='OVARIES             ' ;RHOORG (13)=RHO (13) ;
4006 CORG (14)='PANCREAS            ' ;RHOORG (14)=RHO (3) ;
4007 CORG (15)='SOFT TISSUE (NOT PART OF E) ' ;RHOORG (15)=RHO (13) ;
4008 CORG (16)='SMALL INTESTINE WALL ' ;RHOORG (16)=RHO (13) ;
4009 CORG (17)='SKIN                ' ;RHOORG (17)=RHO (4) ;
4010 CORG (18)='SPLEEN              ' ;RHOORG (18)=RHO (13) ;
4011 CORG (19)='STOMACH WALL        ' ;RHOORG (19)=RHO (13) ;
4012 CORG (20)='SALIVARY GLANDS     ' ;RHOORG (20)=RHO (14) ;
4013 CORG (21)='THYMUS              ' ;RHOORG (21)=RHO (14) ;
4014 CORG (22)='THYROID             ' ;RHOORG (22)=RHO (13) ;
4015 CORG (23)='EXTRATHORARCIC AIRWAYS ← ' ;RHOORG (23)=RHO (14) ;
4016 CORG (24)='UTERUS             ' ;RHOORG (24)=RHO (14) ;

(a)

MARIA.mortran ✕ ←
3990 *****
3991 "ICRP 70/71/89 ORGANS          TISSUE COMPOSITION ICRU 46/ICRP 110  "
3992 *****
3993 CORG (1)='AMNIOTIC SAC ←       ' ;RHOORG (1)=RHO (14) ;
3994 CORG (2)='ADRENALS            ' ;RHOORG (2)=RHO (14) ;
3995 CORG (3)='BLADDER WALL        ' ;RHOORG (3)=RHO (13) ;
3996 CORG (4)='BRAIN               ' ;RHOORG (4)=RHO (3) ;
3997 CORG (5)='PLACENTA ←         ' ;RHOORG (5)=RHO (14) ;
3998 CORG (6)='COLON WALL          ' ;RHOORG (6)=RHO (13) ;
3999 CORG (7)='BREASTS, GLANDULAR  ' ;RHOORG (7)=RHO (16) ;
4000 CORG (8)='KIDNEYS            ' ;RHOORG (8)=RHO (3) ;
4001 CORG (9)='LIVER               ' ;RHOORG (9)=RHO (3) ;
4002 CORG (10)='LUNGS              ' ;RHOORG (10)=RHO (5) ;
4003 CORG (11)='MUSCLE              ' ;RHOORG (11)=RHO (2) ;
4004 CORG (12)='OESOPHAGUS         ' ;RHOORG (12)=RHO (14) ;
4005 CORG (13)='OVARIES            ' ;RHOORG (13)=RHO (13) ;
4006 CORG (14)='PANCREAS           ' ;RHOORG (14)=RHO (3) ;
4007 CORG (15)='SOFT TISSUE (NOT PART OF E) ' ;RHOORG (15)=RHO (13) ;
4008 CORG (16)='SMALL INTESTINE WALL ' ;RHOORG (16)=RHO (13) ;
4009 CORG (17)='SKIN               ' ;RHOORG (17)=RHO (4) ;
4010 CORG (18)='SPLEEN             ' ;RHOORG (18)=RHO (13) ;
4011 CORG (19)='STOMACH WALL       ' ;RHOORG (19)=RHO (13) ;
4012 CORG (20)='SALIVARY GLANDS    ' ;RHOORG (20)=RHO (14) ;
4013 CORG (21)='THYMUS             ' ;RHOORG (21)=RHO (14) ;
4014 CORG (22)='THYROID            ' ;RHOORG (22)=RHO (13) ;
4015 CORG (23)='FETUS ←           ' ;RHOORG (23)=RHO (14) ;
4016 CORG (24)='UTERUS            ' ;RHOORG (24)=RHO (14) ;

(b)

```

Fonte: o autor.

A inclusão dos novos tecidos/órgãos deve ser feita também na chamada individual de cada órgão/tecido (*CASE*), juntamente com suas informações de composições médias e ordem de escrita no arquivo de saída, conforme mostrado na Figura 37.

**Figura 37 – Fragmento do arquivo \*.mortran. Em destaque, órgãos/tecidos escolhidos para modificação e posterior inclusão de estruturas fetais.**

FSTA.mortran ✕		CASES 31, 40 e 187 INEXISTENTES
4148	CASE (4); "Eyes"	
4149	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=17;	
4150	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=1;	
4217	CASE (30); "Gall Bladder, content "	
4218	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=14;	
4219	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=127;	
4220 →	CASE (32); "Stomach, content"	
4221	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=14;	
4222	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=126;	
4232	CASE (39); "Uterus"	
4233	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=14;	
4234	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=24;	
4235 →	CASE (41); "Lymphatic Nodes"	
4236	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=15;	
4237	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=27;	
4509	CASE (186); "Femur right Spongiosa lower part"	
4510	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=6;	
4511	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=49;	
4512		
4513 →	CASE (200); "Air, internal"	
4514	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=20;	
4515	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=15;	

MARIA.mortran ✕		CASES 31, 40 e 187 CRIADOS
4148	CASE (4); "Amniotic Sac"	
4149	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=14;	
4150	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=1;	
4220 →	CASE (31); "Fetus "	
4221	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=14;	
4222	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=23;	
4238 →	CASE (40); "Placenta"	
4239	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=14;	
4240	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=5;	
4518 →	CASE (187); "Cortical Bone, Whole Body"	
4519	IVOXMED (IPIXEL+1, IROW+1, ISLICE+1)=7;	
4520	IVOXORG (IPIXEL+1, IROW+1, NUMSLI+1)=30;	

Fonte: o autor.

As estruturas fetais incluídas tiveram suas composições médias atribuídas ao meio 14, que caracteriza os órgãos/tecidos mais radiossensíveis. A descrição deste tipo de composição, referenciada como *soft tissue (F103)*, pode ser encontrada no arquivo CSECT\_F20\_sta.pegs4dat, disponível no MCE FSTA e mostrado na Figura 38. É possível identificar nove elementos que compõem o meio 14, tais como: hidrogênio, carbono,

nitrogênio, oxigênio, sódio, fósforo, enxofre, cloro e potássio, além do número atômico efetivo de cada elemento. A lista dos 20 meios que compõem órgãos/tecidos do fantoma FASH estão disponíveis no arquivo \*.mortran, conforme mostrado na Figura 39.

**Figura 38 – Composições médias dos órgãos/tecidos que compõem o fantoma FASH.**

11268	MEDIUM=SOFT TISSUE (F103)	, STERNCID=SOFT TISSUE (F103)
11269	MIXT,RHO= 1.0300E+00,NE= 9, IUNRST=0, EPSTFL=0, IAPRIM=1	
11270	ASYM=H ,Z= 1.,A= 1.008,PZ= 1.04170E-01,RHOZ= 1.05000E-01	
11271	ASYM=C ,Z= 6.,A= 12.011,PZ= 2.02312E-02,RHOZ= 2.43000E-01	
11272	ASYM=N ,Z= 7.,A= 14.007,PZ= 1.92765E-03,RHOZ= 2.70000E-02	
11273	ASYM=O ,Z= 8.,A= 15.999,PZ= 3.85014E-02,RHOZ= 6.16000E-01	
11274	ASYM=NA,Z=11.,A= 22.990,PZ= 4.34976E-05,RHOZ= 1.00000E-03	
11275	ASYM=P ,Z=15.,A= 30.974,PZ= 6.45707E-05,RHOZ= 2.00000E-03	
11276	ASYM=S ,Z=16.,A= 32.064,PZ= 9.35629E-05,RHOZ= 3.00000E-03	
11277	ASYM=CL,Z=17.,A= 35.453,PZ= 5.64127E-05,RHOZ= 2.00000E-03	
11278	ASYM=K ,Z=19.,A= 39.102,PZ= 5.11483E-05,RHOZ= 2.00000E-03	

Fonte: o autor.

**Figura 39 – Composições médias dos órgãos/tecidos que compõem o fantoma FASH.**

MARIASP.mortran	
102	"DEFINE 20 ICRU46/ICRP110 MEDIA COMPOSITION IN FASH VOXEL-PHANTOM"
103	
104	REPLACE { \$MXMED } WITH { 20 } "NUMBER OF MEDIA IN SET-UP"
105	
106	REPLACE { \$PHANTMEDIA } WITH
107	{
108	MEDARR (1)='ADIPOSE TISSUE'; "DENSITY = 0.95 g/cm**3"
109	MEDARR (2)='MUSCLE TISSUE'; "DENSITY = 1.05 g/cm**3"
110	MEDARR (3)='SOFT TISSUE (F105)'; "DENSITY = 1.05 g/cm**3"
111	MEDARR (4)='SKIN TISSUE'; "DENSITY = 1.09 g/cm**3"
112	MEDARR (5)='LUNG TISSUE'; "DENSITY = 0.26 g/cm**3"
113	MEDARR (6)='SPONGIOSA'; "DENSITY = 1.18 g/cm**3"
114	MEDARR (7)='CORTICAL BONE'; "DENSITY = 1.92 g/cm**3"
115	MEDARR (8)='MEDULLARY YELLOW MARROW'; "DENSITY = 0.98 g/cm**3"
116	MEDARR (9)='CARTILAGE'; "DENSITY = 1.10 g/cm**3"
117	MEDARR (10)='RED BONE MARROW'; "DENSITY = 1.03 g/cm**3"
118	MEDARR (11)='TRABECULAR BONE'; "DENSITY = 1.92 g/cm**3"
119	MEDARR (12)='TRABECULAR YELLOW MARROW'; "DENSITY = 0.98 g/cm**3"
120	MEDARR (13)='SOFT TISSUE (F104)'; "DENSITY = 1.04 g/cm**3"
121	MEDARR (14)='SOFT TISSUE (F103)'; "DENSITY = 1.03 g/cm**3"
122	MEDARR (15)='FLYMPH'; "DENSITY = 1.03 g/cm**3"
123	MEDARR (16)='FGLAND'; "DENSITY = 1.02 g/cm**3"
124	MEDARR (17)='FEYES'; "DENSITY = 1.05 g/cm**3"
125	MEDARR (18)='FBLOOD'; "DENSITY = 1.06 g/cm**3"
126	MEDARR (19)='TEETH'; "DENSITY = 2.75 g/cm**3"
127	MEDARR (20)='Air'; "DENSITY = 0.001205 g/cm**3"
128	}

Fonte: o autor.

Depois de realizadas as modificações necessárias, foram essenciais a compilação e a execução do MCE desenvolvido para verificação e solução de eventuais erros. Este MCE foi utilizado para validação do acoplamento ao código MC EGSnrc, isto é, os arquivos de saída contendo dados referentes às simulações realizadas foram obtidos para comparar relativamente aos valores simulados com o MCE FSTA.

## **4. RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Para uma melhor organização e análise, os resultados obtidos são apresentados em tópicos, que incluem o desenvolvimento de duas versões do fantoma MARIA, versão *mesh* e outro voxels, ambos compostos por um fantoma adulto feminino e um fantoma fetal.

### **4.1 Desenvolvimento do fantoma MARIA na versão *mesh***

A versão *mesh* do fantoma MARIA, desenvolvida por meio do software de modelagem 3D Autodesk 3ds Max, era inicialmente composta por 197 objetos 3D, que caracterizavam uma mulher adulta não grávida. Alguns destes objetos necessitaram de modificações para caracterizar uma adulta grávida em posição anatômica, entretanto, outros não foram utilizados neste trabalho. As modificações realizadas nas estruturas de interesse incluídas no fantoma MARIA são descritas na sequência.

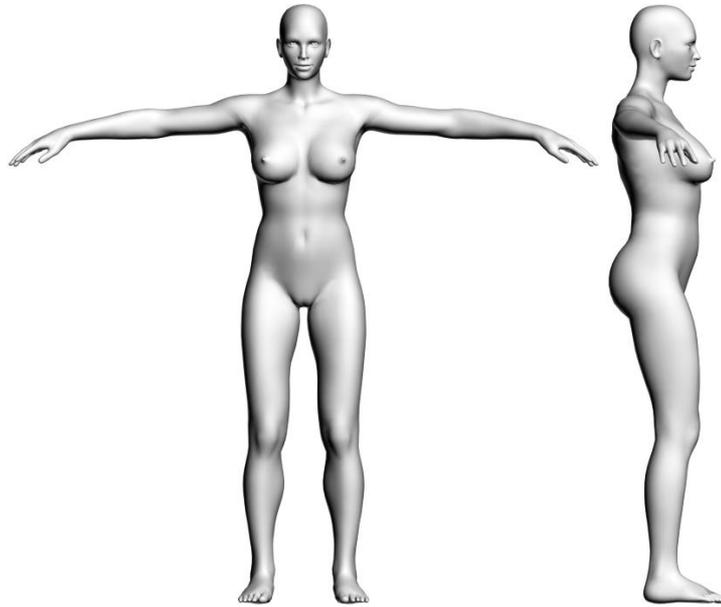
#### **4.1.1 Modificação do fantoma adulto não grávido**

Nem todas as alterações anatômicas que ocorrem na gravidez foram consideradas para o desenvolvimento do fantoma MARIA, uma vez que ainda seria necessário ajustá-lo de acordo com os dados contidos na ICRP 84 (ICRP 84, 2000) para adultas em estágio gestacional. Assim, as alterações para caracterização de gravidez incluíram apenas a superfície e os músculos da região abdominal, sem considerar as alterações naturais de posicionamento e dimensão dos órgãos por inclusão do feto.

##### **4.1.1.1 Superfície do fantoma (Pele)**

Utilizando o programa Autodesk 3ds Max, foi possível a modificação da malha poligonal da região abdominal para caracterização de gravidez. A superfície original pode ser vista na Figura 40.

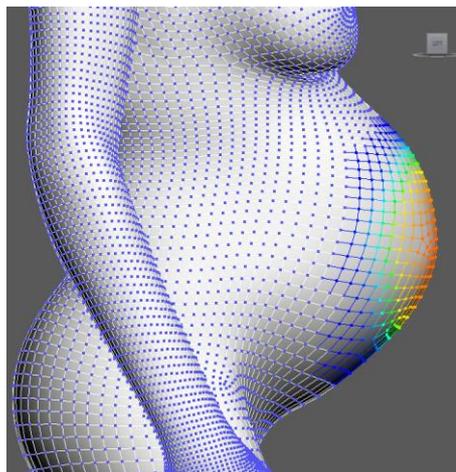
**Figura 40 – Vistas frontal e lateral, respectivamente, da superfície do fantoma feminino não grávido utilizado para modificação da região abdominal e caracterização de gravidez.**



Fonte: o autor.

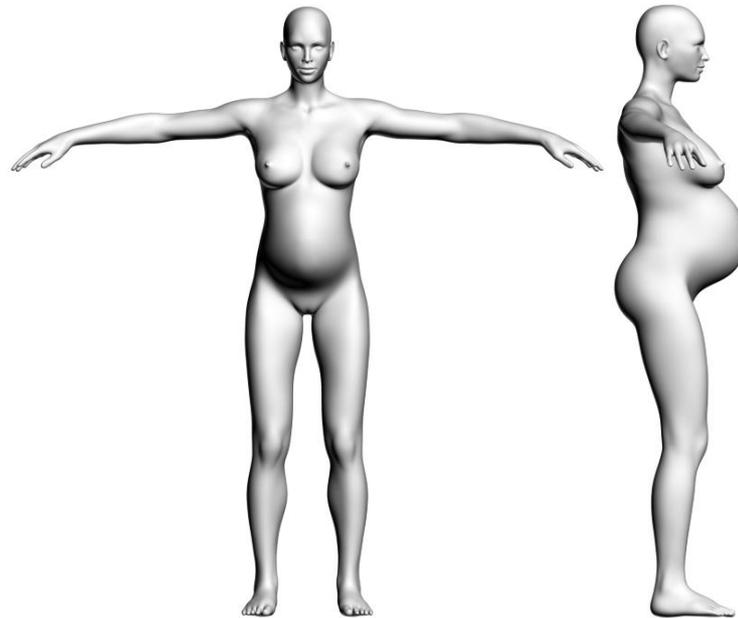
Para o aumento da área abdominal, foi utilizada a ferramenta *SoftSelection*, conforme mostrada na Figura 41. A superfície final do fantoma modificado é mostrada na Figura 42.

**Figura 41 – Uso da ferramenta *SoftSelection* para modificação da superfície abdominal do fantoma não grávido.**



Fonte: o autor.

**Figura 42 – Vistas frontal e lateral, respectivamente, da superfície do fantoma feminino com alterações na região abdominal para caracterização de gravidez.**

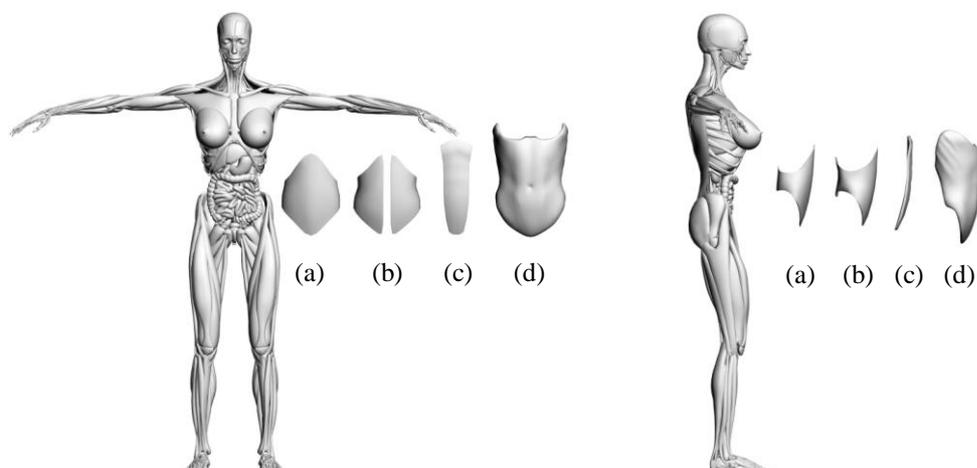


Fonte: o autor.

#### 4.1.1.2 Sistema Muscular

A distribuição dos músculos e tecido adiposo presentes na área abdominal tem uma influência significativa sobre a dose absorvida em órgãos e tecidos, portanto as avaliações dosimétricas não poderiam ser fidedignas sem a modelagem dos músculos abdominais. Os músculos transverso do abdome, oblíquo interno do abdome, reto do abdome e oblíquo externo do abdome do fantoma feminino não grávido podem ser vistos na na Figura 43.

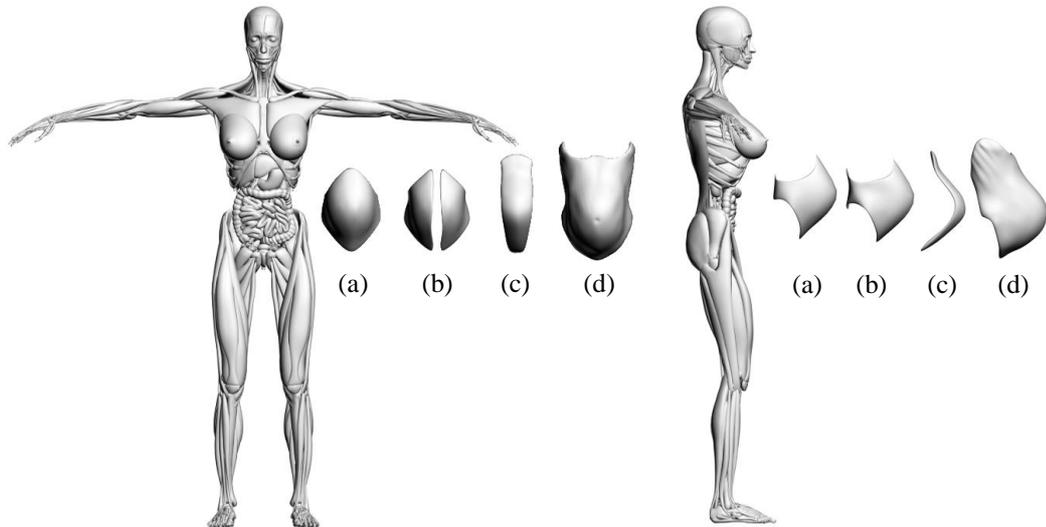
**Figura 43 – Vistas frontal e lateral dos músculos transverso do abdome (a), oblíquo interno do abdome (b), reto do abdome (c) e oblíquo externo do abdome (d).**



Fonte: o autor.

Os músculos abdominais modificados para caracterização de gravidez podem ser vistos na Figura 44.

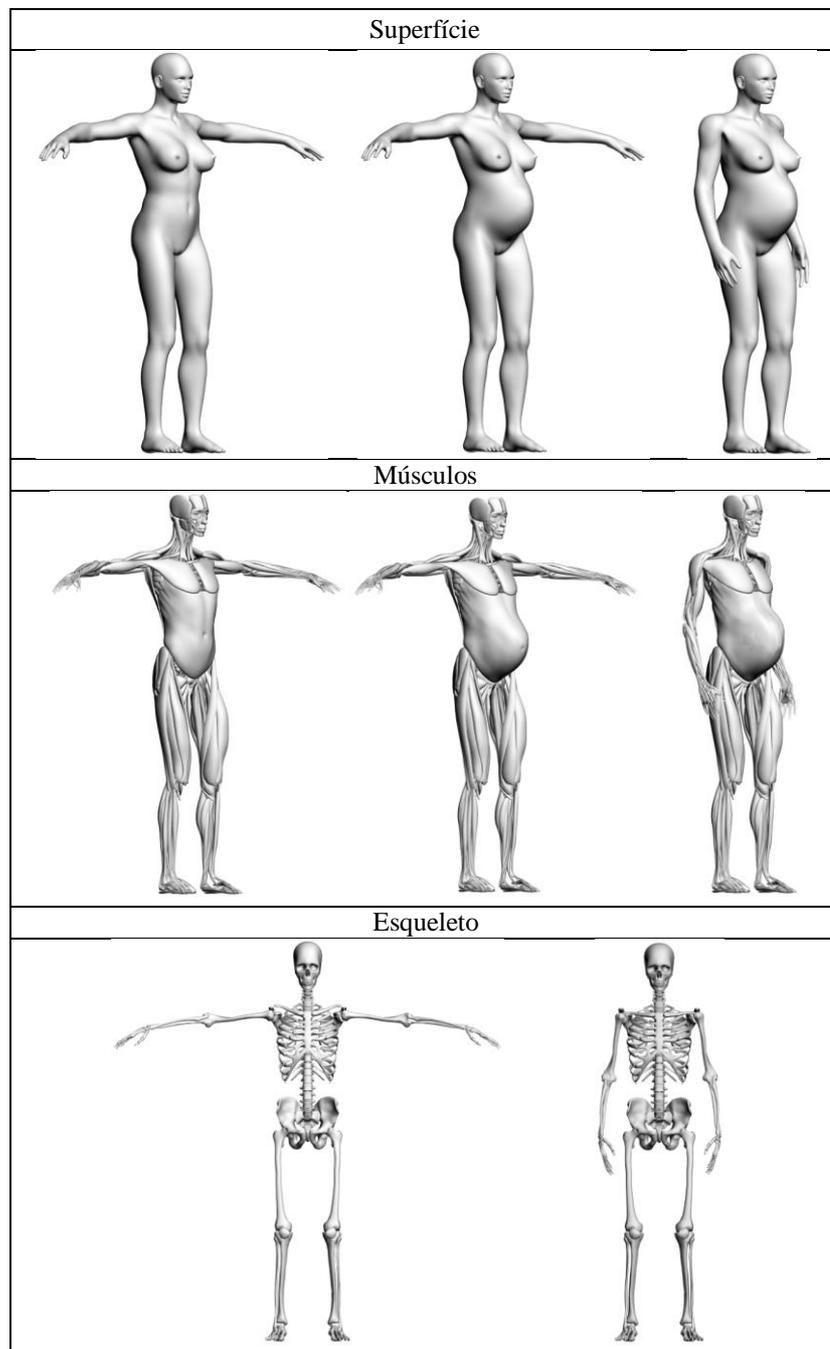
**Figura 44 – Vistas frontal e lateral dos músculos transverso do abdome (a), oblíquo interno do abdome (b), reto do abdome (c) e oblíquo externo do abdome (d).**



Fonte: o autor.

As modificações externas e internas realizadas, conforme mostradas na Figura 45, incluíram: ajuste dos membros superiores para a posição ortostática padrão em exames de radiodiagnósticos realizados pelo CALDose\_X (KRAMER et al., 2008); modificação dos músculos e da superfície da região abdominal para caracterização de um período gestacional; aumento da cavidade uterina já existente para inserção de estruturas modeladas externamente, descritas no item a seguir, tais como bolsa amniótica, feto e placenta.

**Figura 45 – Adequação da posição dos membros superiores e evolução da modificações realizadas na região abdominal para caracterização de gravidez.**

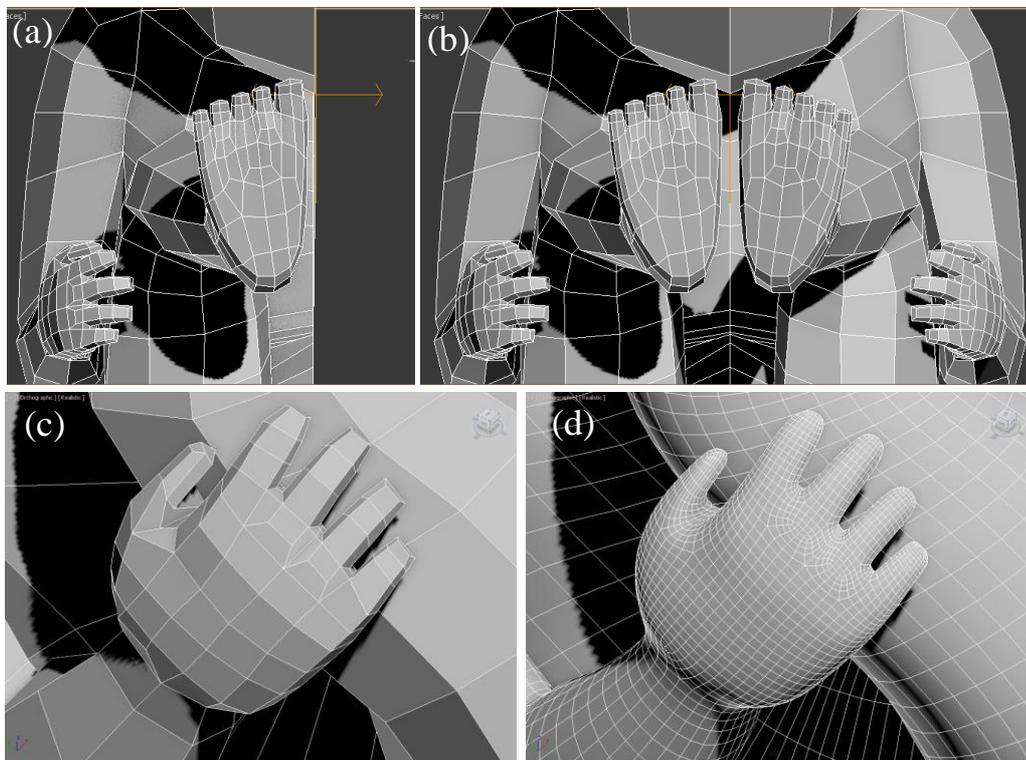


Fonte: o autor.

#### 4.1.2 Desenvolvimento do fantoma fetal

A superfície fetal foi desenvolvida para caracterizar o final do segundo trimestre de gestação. A Figura 46 mostra as etapas de construção dos membros inferiores e superiores, respectivamente, que foram finalizadas com o modificador *Symmetry*, para automatizar a criação do lado oposto da superfície desenvolvida, e com a ferramenta *TurboSmooth*, para uma maior suavidade e realismo da forma.

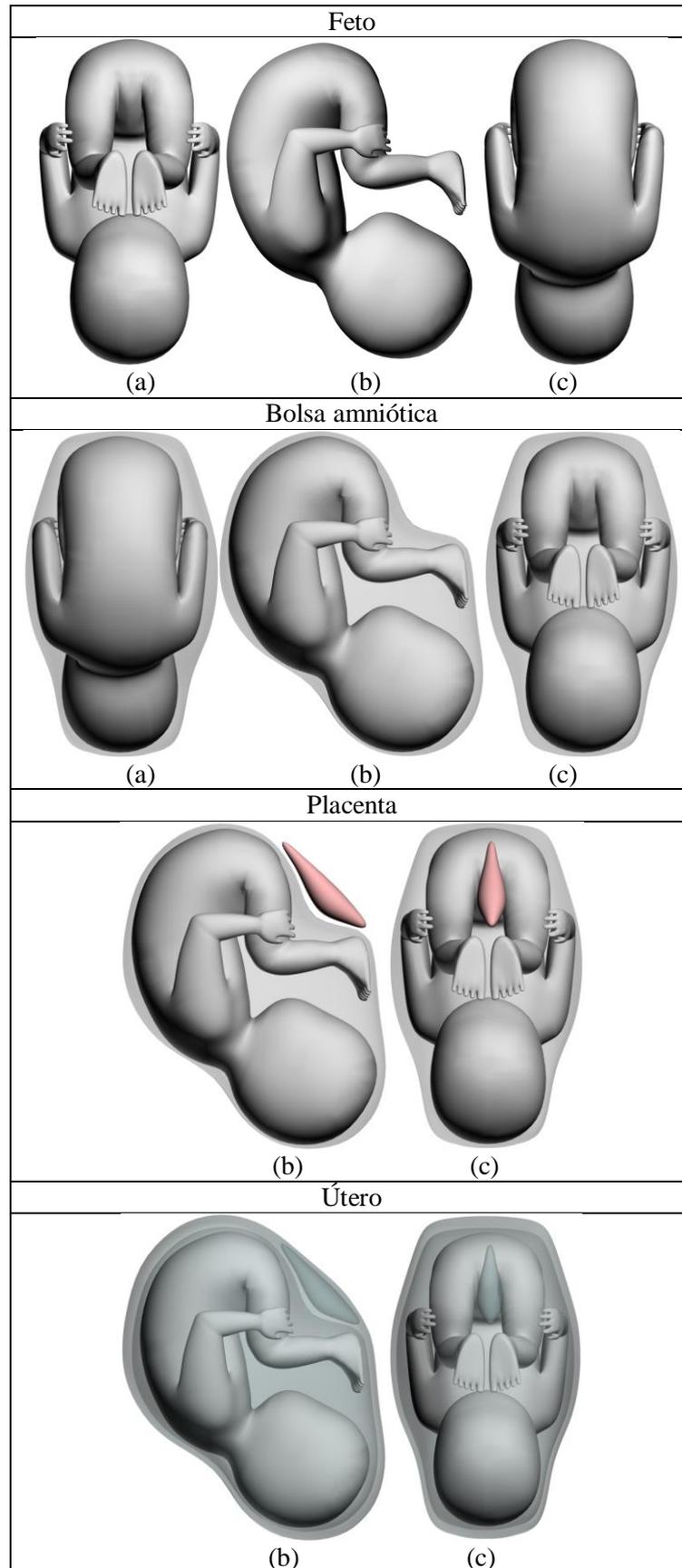
**Figura 46 – Etapa anterior (a) e após (b) o uso do modificador *Symmetry*; Etapa anterior (c) e após (d) o uso do modificador do *TurboSmooth*.**



Fonte: o autor.

O fantoma fetal aqui desenvolvido não possui sexo definido, tampouco detalhes anatômicos na face ou órgãos modelados. A Figura 47 mostra as vistas anterior, lateral e posterior, respectivamente, das estruturas fetais desenvolvidas: feto, bolsa amniótica, placenta e útero.

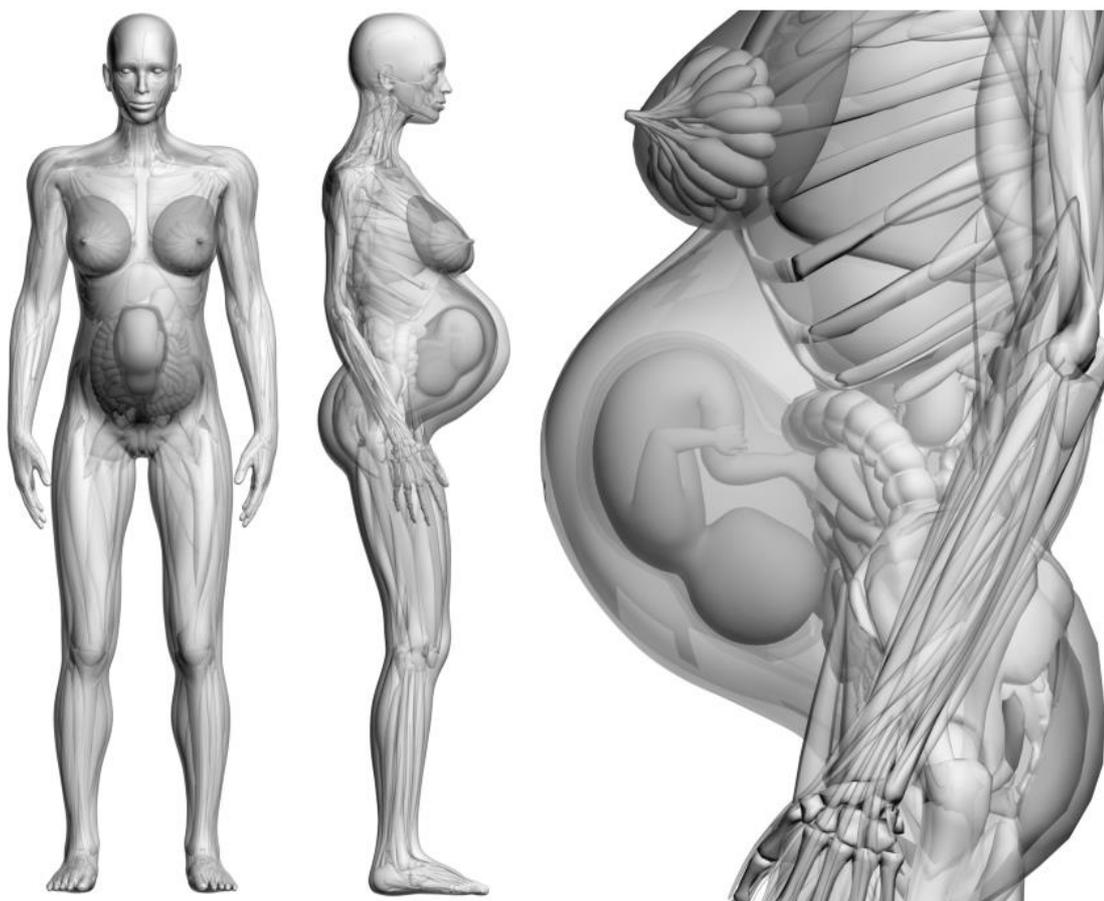
Figura 47 – Vistas anterior (a), lateral (b) e posterior (c) das estruturas fetais desenvolvidas.



Fonte: o autor.

Para a inclusão do fantoma fetal na cavidade uterina do fantoma não grávido, foi necessária a deformação e ajuste do órgão original. O resultado do fantoma MARIA na versão *mesh* pode ser visto na Figura 48.

**Figura 48 – Vistas frontal e lateral do fantoma MARIA completo. Na imagem ampliada, os músculos abdominais e estruturas fetais modeladas.**



Fonte: o autor.

## 4.2 Desenvolvimento do fantoma MARIA na versão voxel

A versão voxelizada do fantoma MARIA, realizada por meio do software DIP, é composta por 29 estruturas e, entre estas, estão incluídos 23 dos 27 órgãos/tecidos radiosensíveis listados pela publicação 103 da ICRP. A Tabela 3 mostra os fatores de peso recomendados para 14 órgãos e tecidos, e para o grupo chamado RESTO, composto de outros 14 órgãos e tecidos. Para fótons e elétrons, a dose equivalente é igual à dose absorvida pelo meio, já que o fator de peso para estas radiações é igual a 1 (ICRP 103, 2007).

**Tabela 3 – Órgãos e tecidos radiosensíveis e seus fatores de peso.**

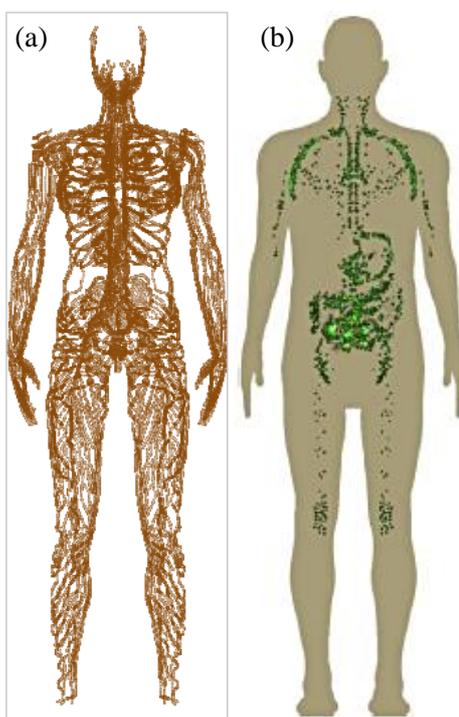
<b>Órgãos/Tecidos</b>	<b><math>W_T</math></b>	<b><math>\sum W_T</math></b>
Medula óssea, Cólon, Pulmões, Estômago, Mamas, Resto dos tecidos*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, Esôfago, Fígado, Tireoide	0,04	0,16
Superfície do osso, Cérebro, Glândulas salivares, Pele	0,01	0,04
<b>Total</b>	<b>1</b>	

\*Resto dos tecidos: Adrenais, Vesícula biliar, Coração, Rins, Linfonodos, Músculos, Mucosa oral, Pâncreas, Próstata, Intestino delgado, Baço, Timo, Útero.

Fonte: ICRP 103, 2007.

Os tecidos não incluídos foram: medula óssea, linfonodos, mucosa oral e próstata. Com exceção da próstata e dos linfonodos, os demais órgãos não foram incluídos por não existirem no modelo adulto feminino não grávido adquirido pelo GDN. Os linfonodos, serão desenvolvidos por meio de distribuição aleatória de voxels para garantir que os resultados dosimétricos finais não irão interferir em outros órgãos. Na Figura 49a é possível observar o sistema linfático disponível para a construção do MCE MARIA e na Figura 49b, um exemplo desta estrutura desenvolvida por meio de algoritmos, disponível em fantasmas adultos de referência.

**Figura 49 – Distribuição dos linfonodos voxelizados disponíveis para compor o MCE MARIA (a) e distribuição utilizada em fantasmas adultos de referência (b).**



Fonte: o autor (a) e CASSOLA, 2011 (b).

Informações quanto ao número de Ids, densidade e número de voxels das estruturas presentes na versão voxelizada do MCE MARIA estão descritas na Tabela 4.

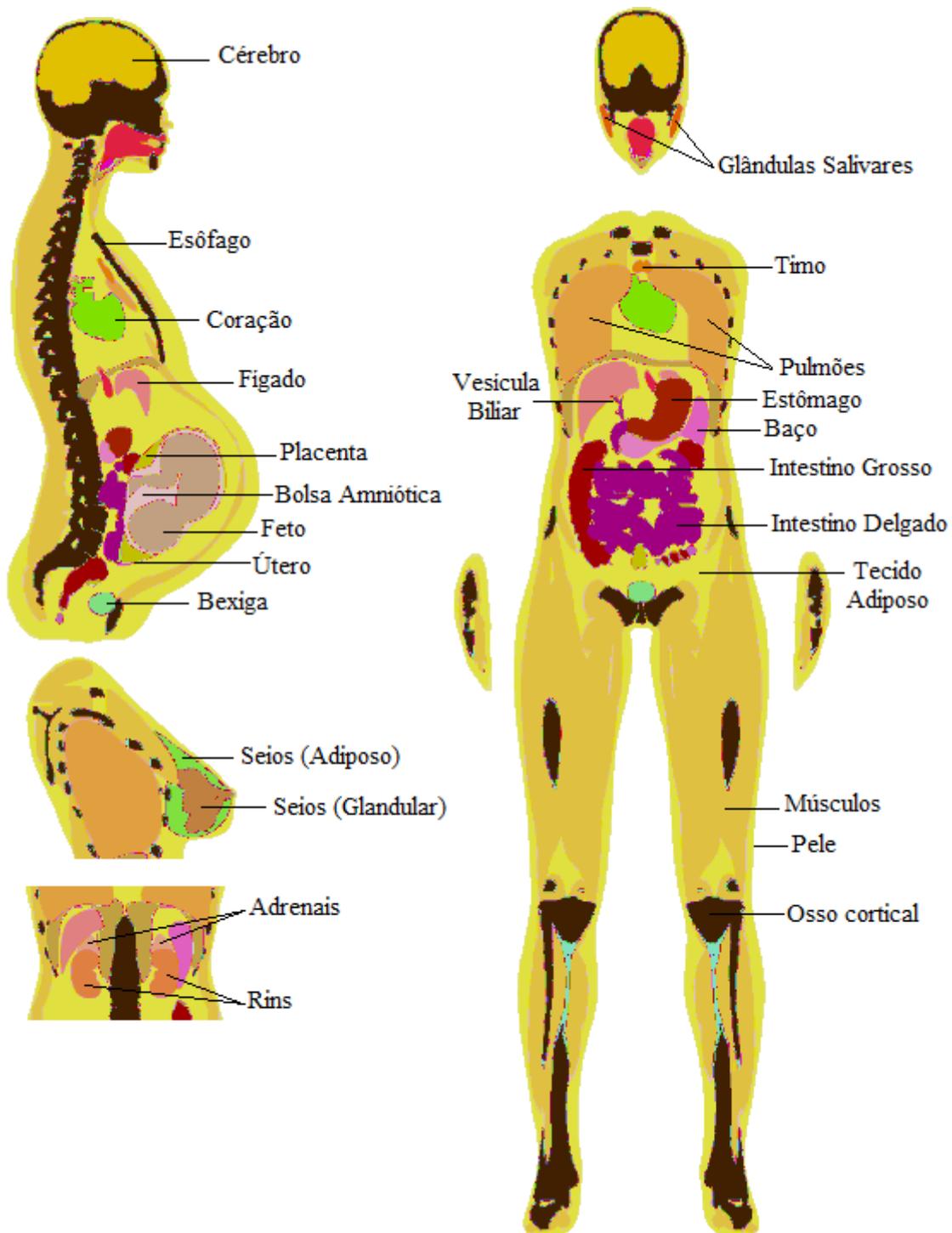
**Tabela 4 – Informações dos órgãos e tecidos presentes na versão voxelizada do fantoma MARIA.**

ID	Órgão/Tecido	Nº de voxels	Volume (cm <sup>3</sup> )	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )
1	Bolsa Amniótica	263859	455,95	1,03
2	Adrenais	9198	15,89	1,03
3	Bexiga, Parede	17958	31,03	1,04
4	Cérebro	556224	961,16	1,05
5	Placenta	3905	6,75	1,03
6	Cólon, Parede	216063	373,36	1,04
7	Seios, Tecido Glandular	249404	430,97	1,02
8	Rins	62594	108,16	1,05
9	Fígado	223219	385,72	1,05
10	Pulmões	2155485	3724,68	0,26
11	Músculos	10999524	19007,18	1,05
12	Esôfago	85985	148,58	1,03
13	Ovários	1756	3,03	1,04
14	Pâncreas	19387	33,50	1,05
15	Tecido mole	356255	615,61	1,04
16	Intestino Delgado, Parede	233085	402,77	1,04
17	Pele	983431	1699,37	1,09
18	Baço	59496	102,81	1,04
19	Estômago, Parede	95383	164,82	1,04
21	Timo	4173	7,21	1,03
22	Tireoide	1656	2,86	1,04
23	Feto	17073	29,50	1,03
24	Útero	73763	127,46	1,03
25	Tecido Adiposo	13116230	22664,85	0,95
26	Coração, Parede	124345	214,87	1,05
28	Vesícula Biliar, Parede	4995	8,63	1,03
29	Esqueleto, Média	3339425	5770,53	1,37
30	Ossos Corticais, Corpo Inteiro	3339425	5770,53	1,92
114	Corpo inteiro, Média	33629128	58111,13	1,0525

Fonte: o autor.

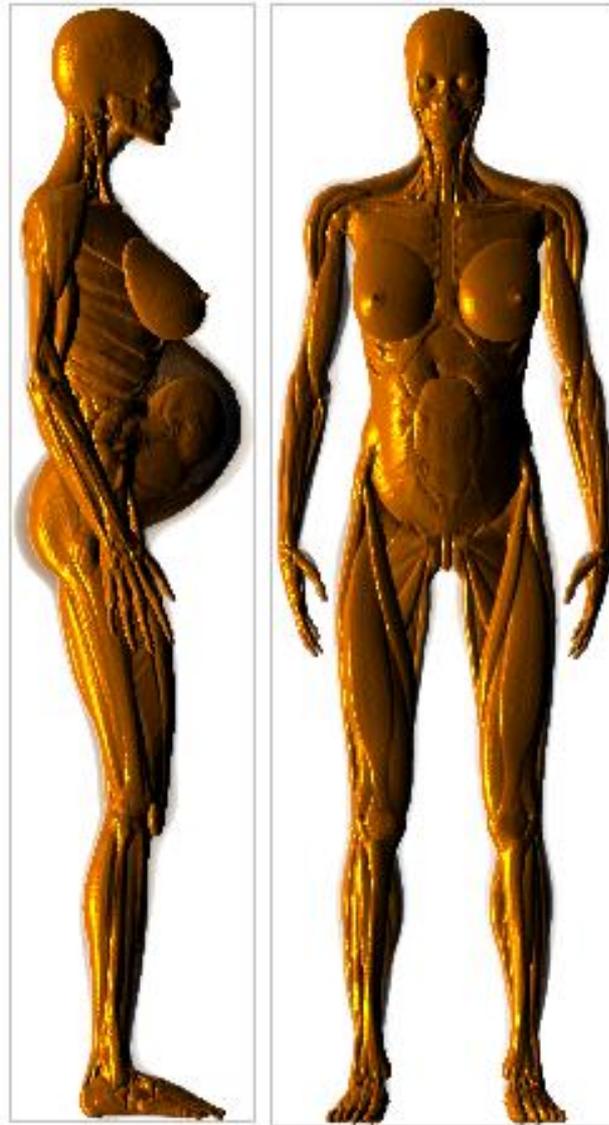
Por meio do software ImageJ/FIJI foi possível obter a visualização 2D e 3D de algumas estruturas presentes nas regiões cranial, torácica e abdominal do fantoma final, conforme mostram as Figuras 50 e 51, respectivamente.

Figura 50 – Visualização 2D de algumas estruturas da versão voxelizada do fantoma MARIA.



Fonte: o autor.

**Figura 51 – Visualização 3D lateral (a) e frontal (b) do fantoma MARIA voxelizado.**

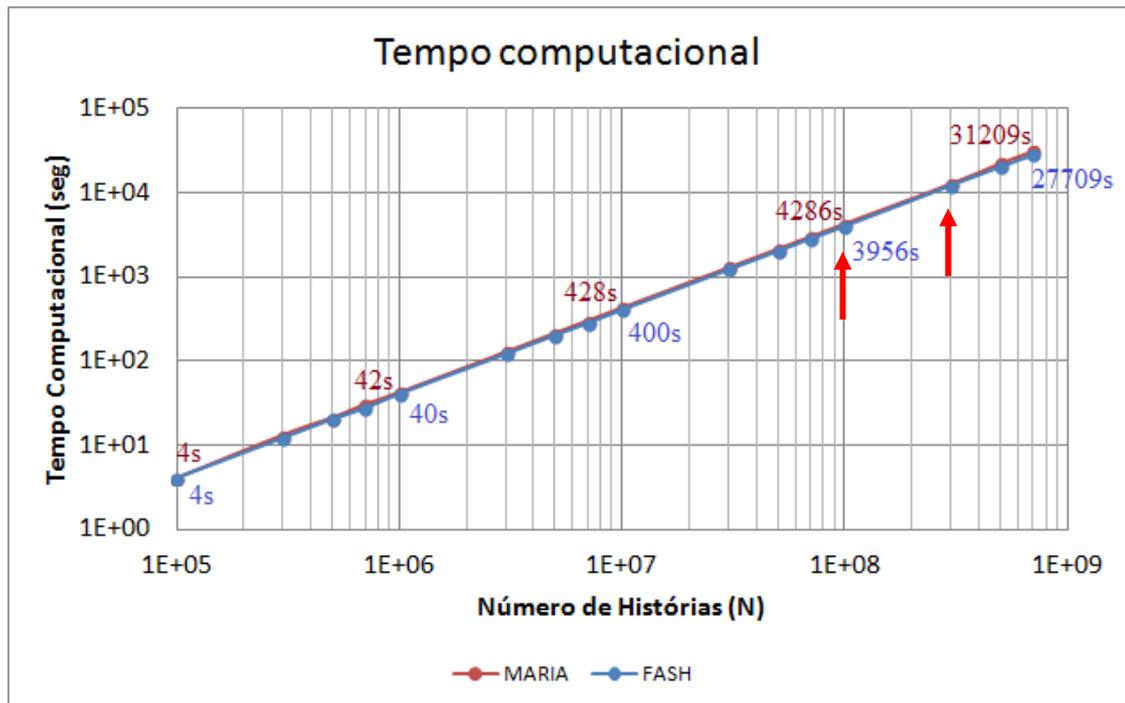


Fonte: o autor.

### 4.3 Resultados dosimétricos

Com o intuito de determinar o número de histórias (N) mais apropriado para obter resultados dosimétricos satisfatórios, foram realizadas 16 simulações com valores de N que variaram entre  $1 \times 10^5$  a  $7 \times 10^8$ . A escolha do número de histórias foi baseada na análise do tempo computacional (t) e da incerteza estatística avaliada, utilizando a função coeficiente de variância (CV). A Figura 52 mostra a evolução de  $t = f(N)$  para a projeção PA e, como esperado, verifica-se que t cresce monotonamente com N. O gráfico também mostra um grande intervalo de tempo entre o valor de  $N=1 \times 10^8$  e  $N=3 \times 10^8$ , conforme mostrado pelas setas indicativas. Se os resultados dosimétricos para o primeiro valor de tempo já forem satisfatórios (baixo CV), não há a necessidade de desperdiçar um intervalo de tempo maior nas simulações.

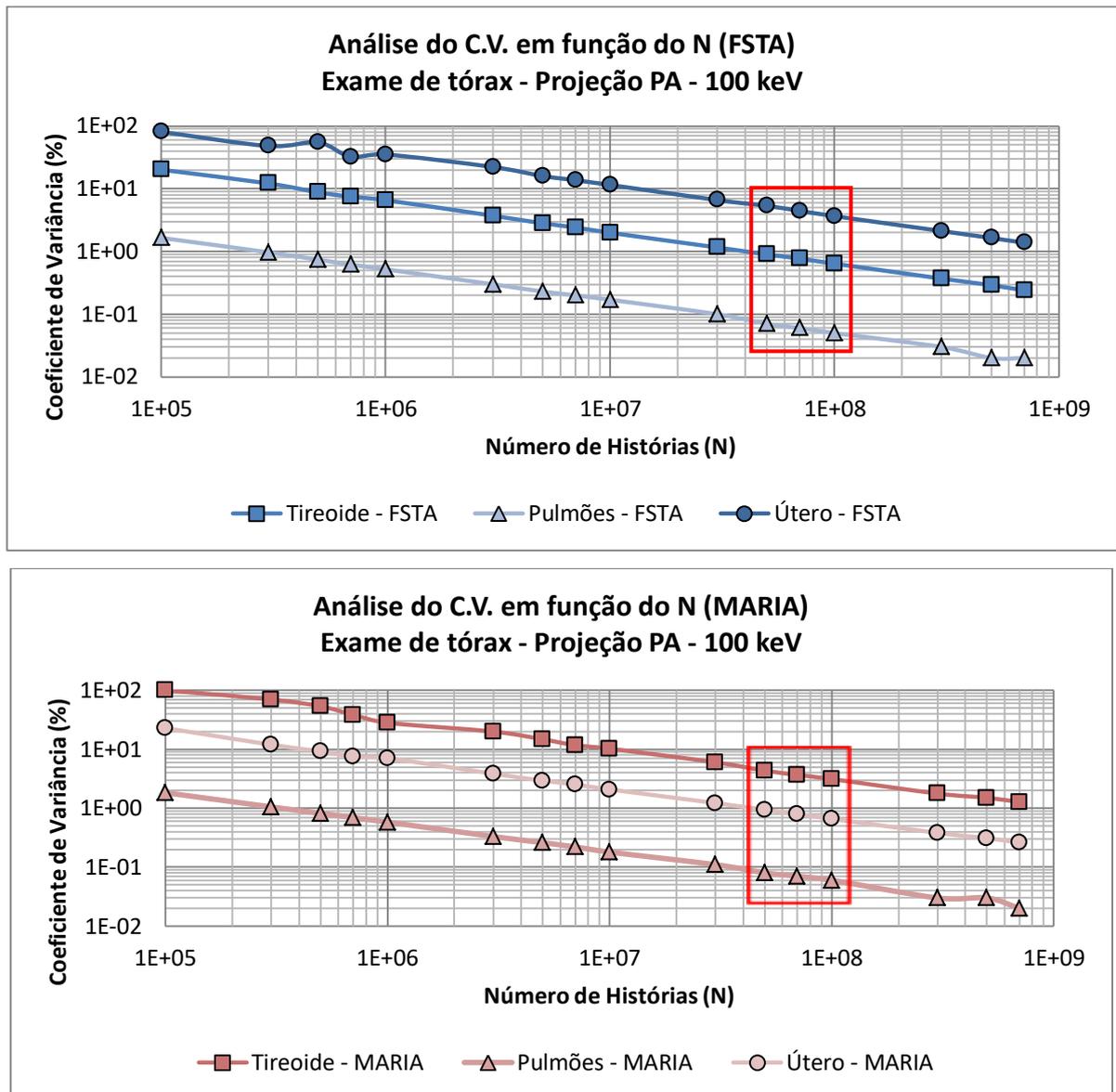
Figura 52 – Variação do tempo computacional em função do número de histórias.



Estes critérios foram avaliados em quatro órgãos radiosensíveis em comum nos MCEs FSTA e MARIA, isto é, tireoide, pulmões, fígado e útero, cuja localização destes se dá nas regiões do tórax ou abdome. A tireoide foi escolhida para verificação dos CVs, uma vez que o erro estatístico em órgãos pequenos é mais elevado, e os demais órgãos tiveram seus resultados dosimétricos avaliados para comparação com exames de radiodiagnóstico

utilizando o software CALDose\_X. Primeiramente foram verificadas as mudanças nos valores de dose entre  $N=1 \times 10^8$  e  $N=3 \times 10^8$ , conforme mostrado na Figura 53, por meio do comportamento de três órgãos: tireoide, pulmões e útero. Para simular um exame de tórax, foi utilizado um feixe monoenergético de 100 keV e em projeção PA.

**Figura 53 – Avaliação dos coeficientes de variância dos órgãos tireoide, pulmões e útero dos MCE FSTA e MARIA em função do número de histórias.**



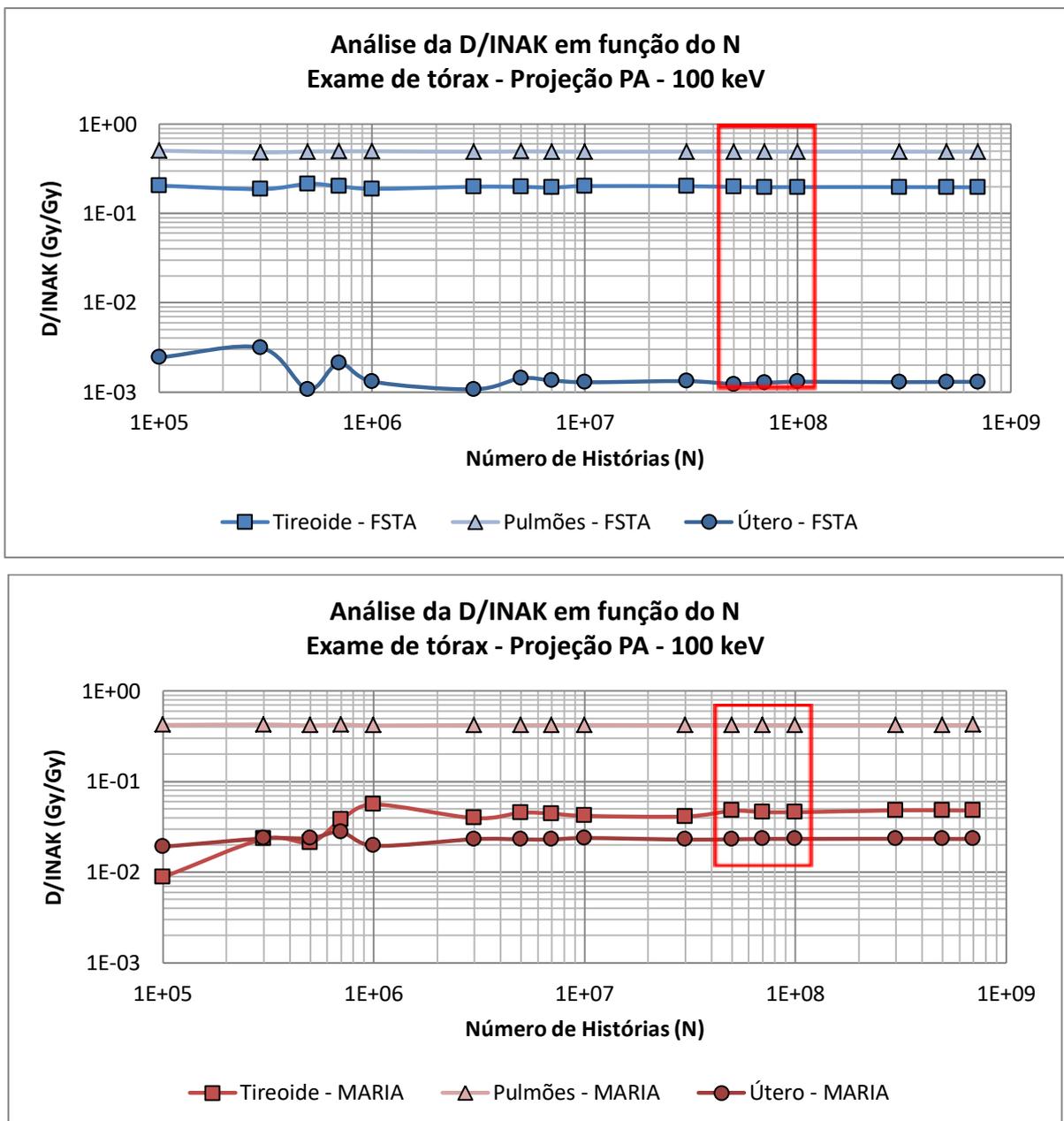
Fonte: o autor.

Notou-se que à medida que o número de histórias aumentou, os erros relativos correspondentes diminuíram, como esperado. Observou-se também que desde a utilização de  $N=5 \times 10^7$ , conforme destaque na figura, os CVs não mostraram oscilações significativas,

entretanto o tempo computacional aumentou cerca de  $2 \times 10^4$  segundos. Assim, o  $N = 1 \times 10^8$  foi escolhido para ser utilizado nas simulações a fim de assegurar a confiabilidade dos dados.

Foi feita também uma relação entre os números de histórias com as doses absorvidas/kerma incidente no ar ( $D/INAK$ ;  $INAK = \text{INcident Air Kerma}$ ) para os mesmos órgãos e notou-se uma variação irrelevante dos resultados a partir de  $N=5 \times 10^7$  histórias, conforme mostra o destaque na Figura 54, o que assegurou o uso de  $N=1 \times 10^8$ .

**Figura 54 – Avaliação da  $D/INAK$  dos órgãos tireoide, pulmões e útero dos MCE FSTA e MARIA em função do número de histórias.**



Fonte: o autor.

Para uma análise correta destes resultados dosimétricos, levou-se em consideração também o número de voxels de cada órgão/tecido avaliado. Considerando a média total do número de voxels de corpo inteiro dos dois fantasmas, observou-se que MARIA é 4% menor em relação ao fantoma FASH, o que parece não ser tão significativo. Porém, a Tabela 5 mostra o cálculo feito para os órgãos acima avaliados e, tomando como exemplo a tireoide do fantoma MARIA, notou-se que esta é 82,49% menor do que a tireoide do fantoma FASH, implicando em resultados dosimétricos variáveis, enquanto que o útero com feto incluso é maior 64,10% do que o útero não gravídico.

**Tabela 5 – Comparação entre órgãos analisados dos fantasmas MARIA e FASH.**

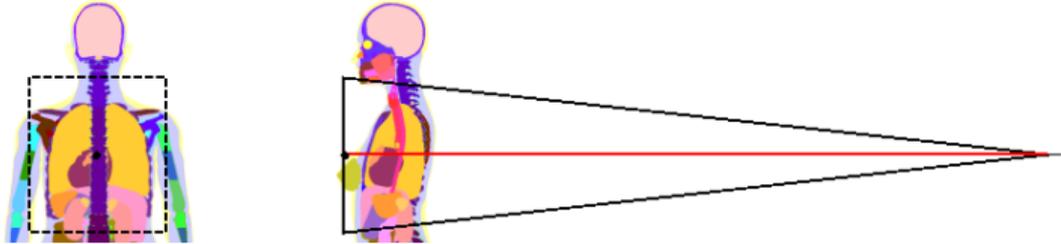
ID	Órgão	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Nº de voxels		Relação Percentual MARIA-FASH
			MARIA	FASH	
10	Pulmões	0,26	2155485	2199074	1,98%
22	Tireoide	1,04	1656	9460	82,49%
24	Útero	1,03	73763	44948	-64,10%

Fonte: o autor.

Após escolhido o número de histórias ideal, foram realizadas simulações com valores que variaram de acordo com a faixa de energia utilizada para exames de tórax (60 a 150 keV) e abdome (60 a 90 keV). Parâmetros como posição da fonte (XS, YS, ZS), largura e altura do campo a ser irradiado (FW, FH), o número de histórias simuladas (NTIM), o tipo da fonte (IGE), o número do espectro (NSPEC) e a energia inicial (EIN), foram inseridos no arquivo de entrada \*.egsinp mediante dados disponíveis pelo CALDose\_X para os dois exames, conforme mostra as Figuras 55 e 56.

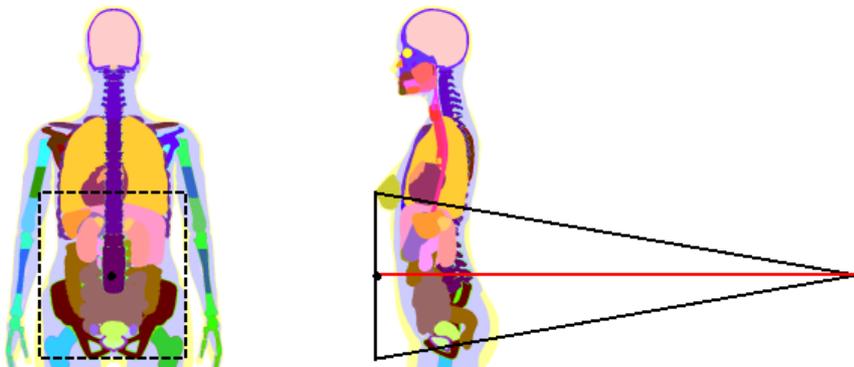
**Figura 55 – Arquivo de saída do CALDose\_X com parâmetros acerca da posição da fonte, largura e altura do campo a ser irradiado para exames de tórax e abdome.**

Largura = 35 cm  
Altura = 40 cm



Exame: Tórax - Postura: Ortostática - Posição: Padrão do Campo

Largura = 35 cm  
Altura = 40 cm



Exame: Abdome - Postura: Ortostática - Posição: Padrão do Campo

Fonte: o autor.

**Figura 56 – Arquivo \*.egsinp com parâmetros disponíveis no CALDose\_X para exames de tórax, e abdome para realização de simulações com o MCE FSTA/EGSnrc e MARIA/EGSnrc.**

DATA INPUT FOR EGSnrc/MARIA\_MICR0160 CODE FOR CHEST EXPOSURES

micro

MACRO VOXEL DIMENS. [cm]: 0.12 0.12 0.12

11

CHEST EXAMINATION WITH A PUNCTUAL BEAM PA

XS,YS,ZS,FW,FH,RQ,YIQ : 26.64 180.00 39.60 35.00 40.00

NTIM,IGE,NSPEC,EIN,NG,NUM: 10000000 7 7 60. 0 8 3 8 1 0

IQ,ECT,PCT,WT,EC6,7,10,11: 0 20. 2. 1.00 5. 5. 5. 5. 0.60

RESULTS IN FILE :M\_1E8\_7\_D7\_PA

DATA INPUT FOR EGSnrc/MARIA\_MICR0160 CODE FOR ABDOMEN EXPOSURES

micro

MACRO VOXEL DIMENS. [cm]: 0.12 0.12 0.12

4

ABDOMEN EXAMINATION WITH A PUNCTUAL BEAM PA

XS,YS,ZS,FW,FH,RQ,YIQ : 26.64 115.00 64.68 35.00 40.00

NTIM,IGE,NSPEC,EIN,NG,NUM: 10000000 7 7 60. 0 8 3 8 1 0

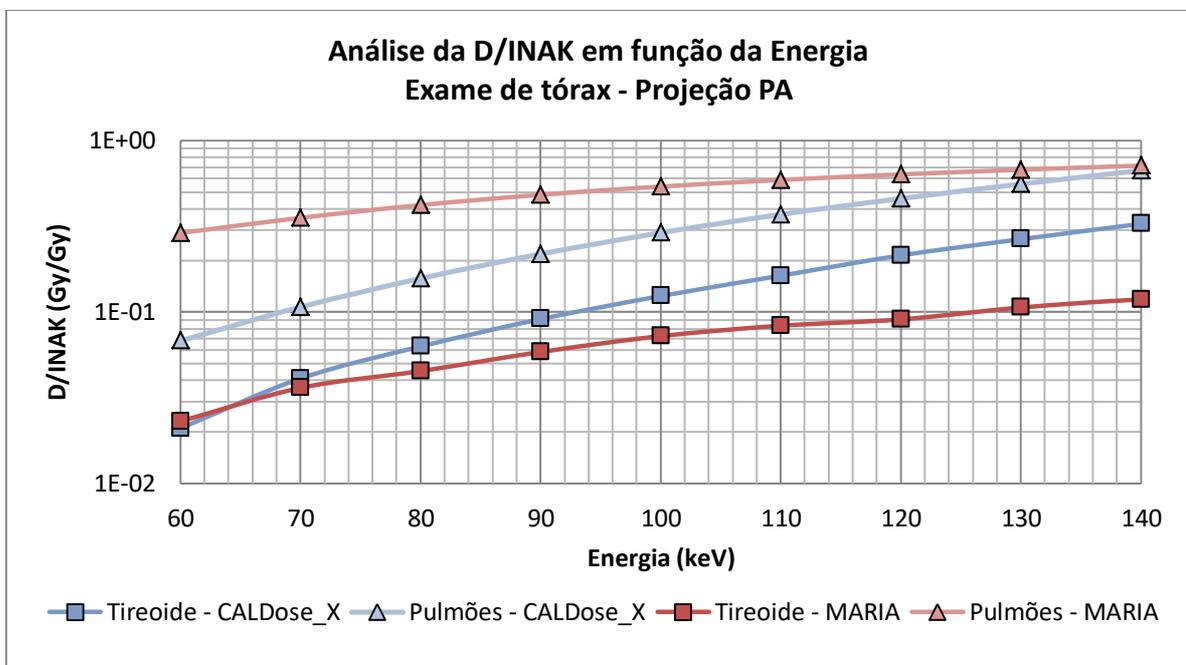
IQ,ECT,PCT,WT,EC6,7,10,11: 0 20. 2. 1.00 5. 5. 5. 5. 0.60

RESULTS IN FILE :M\_1E8\_7\_D7\_PA

Fonte: o autor.

A Figura 57 mostra a avaliação da D/INAK de cinco órgãos em função das energias para exames de tórax e abdome, realizados por meio de simulações com o MCE MARIA/EGSnrc e com o software CALDose\_X, que utiliza o fantoma FASH nas posições ortostática (FSTA) e supina (FSUP). Os órgãos avaliados foram tireoide, pulmões, fígado, intestino delgado e útero e notou-se que a distribuição de dose ocorreu como esperado, isto é, o aumento da energia foi proporcional ao da D/INAK. Observou-se que para grandes órgãos, como pulmões, por exemplo, o resultado foi similar nas duas simulações, porém houve alterações na tireoide do fantoma MARIA, que se explica devido à grande diferença no número de voxels quando comparado à tireoide do fantoma FASH.

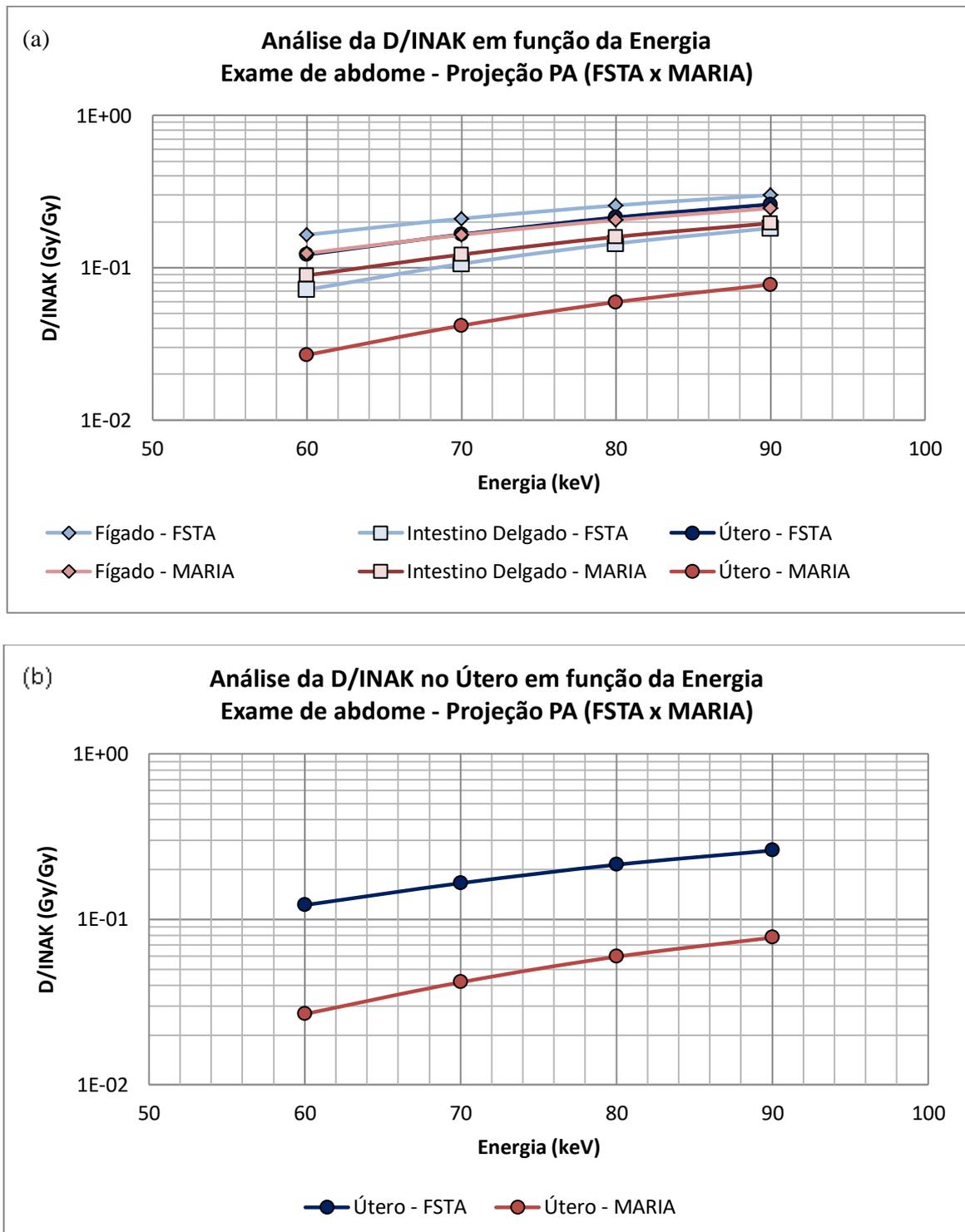
**Figura 57 – Avaliação da D/INAK entre órgãos em função da Energia para exames de tórax.**



O fantoma MARIA foi desenvolvido em posição ortostática e, sabe-se que exames de abdome rotineiramente são feitos com pacientes em posição supina. O propósito da simulação para o exame de abdome foi avaliar a dose absorvida nos órgãos radiosensíveis localizados nesta região e para isto, foram feitas duas simulações. Para a primeira simulação foi utilizado o EGSnrc a fim de comparar os resultados obtidos em um exame teórico de abdome, com os MCEs FSTA e MARIA na posição ortostática (Figura 58a). Notou-se, em ambos, que a distribuição de dose adsorvida para as três estruturas aumentou proporcionalmente com a energia, como esperado. Entretanto, o útero do MCE MARIA, em destaque na Figura 58b,

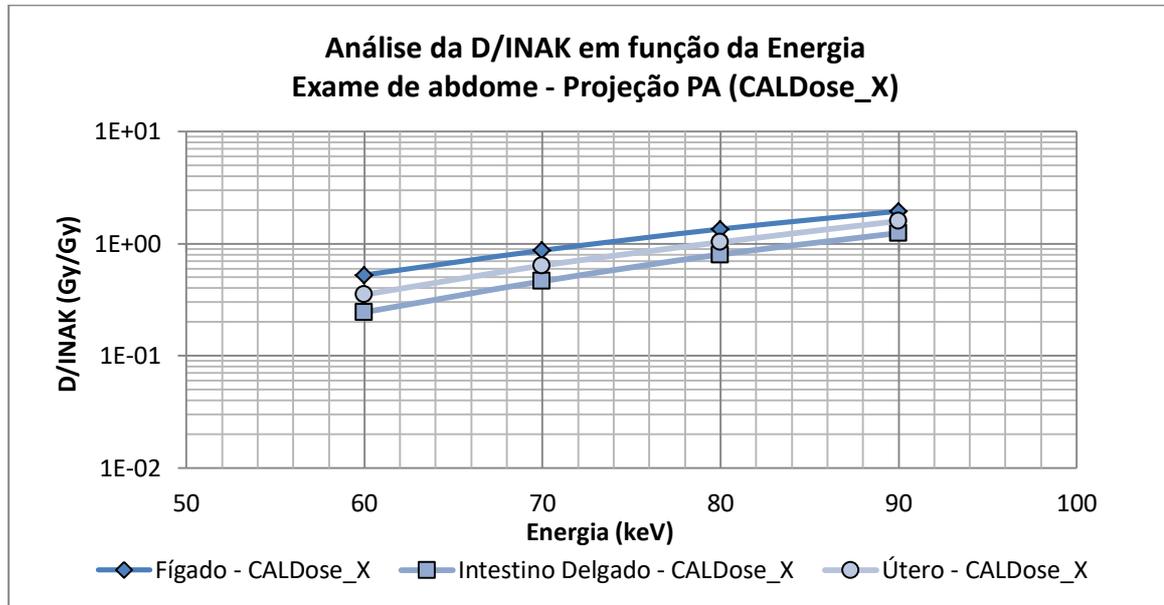
apresentou menor D/INAK em relação ao útero do FSTA. Isto é justificado pela blindagem, em parte do útero, decorrente da presença do feto.

**Figura 58 – Avaliação da D/INAK em função da Energia para um exame teórico de abdome.**



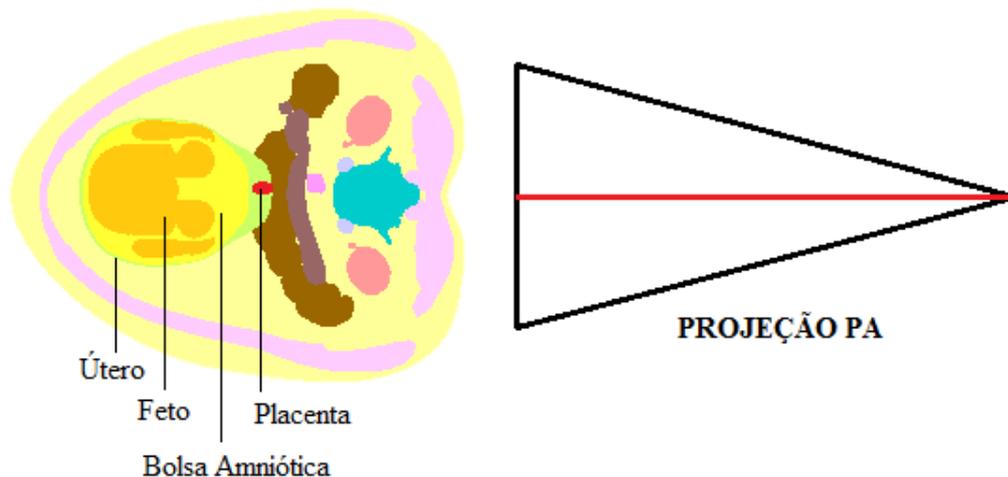
Para a segunda simulação foi utilizado o CALDose\_X a fim de simular um exame de abdome de rotina, na posição supina, com o MCE FSUP. O gráfico com os resultados para este exame é ilustrado na Figura 59.

**Figura 59 – Avaliação da D/INAK em função da Energia para um exame de abdome de rotina.**



Também foram analisados os resultados dosimétricos envolvendo os órgãos/tecidos presentes apenas no fantoma MARIA e relacionados com a gravidez, isto é, útero, placenta, bolsa amniótica e feto, ilustrados na Figura 60.

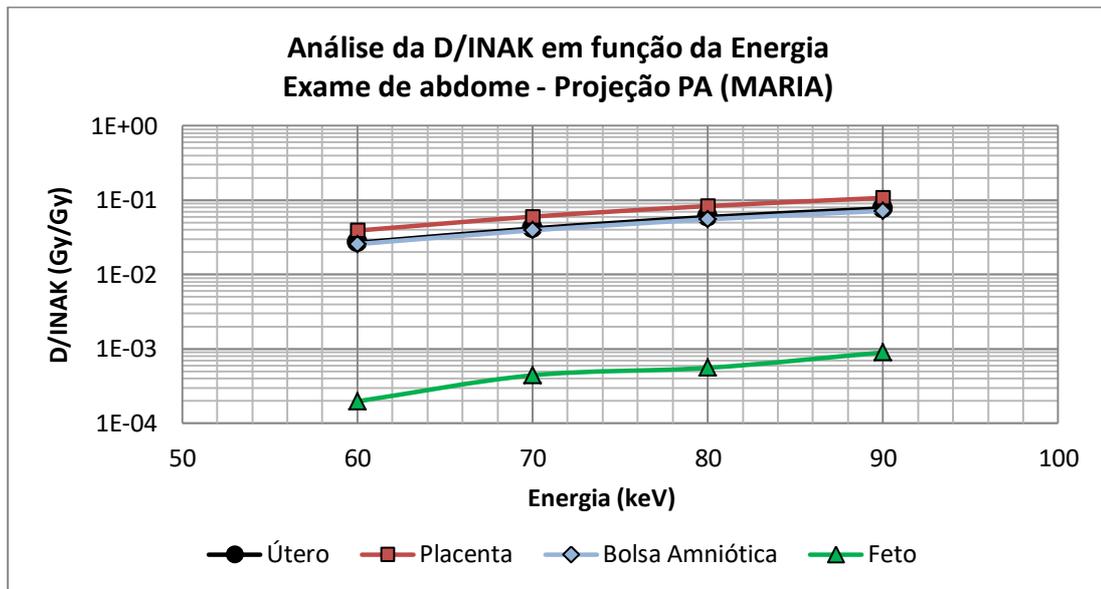
**Figura 60 – Vista superior das estruturas fetais desenvolvidas no fantoma MARIA, expostas a uma fonte com projeção PA.**



Fonte: o autor.

A Figura 61 mostra a avaliação da D/INAK destas estruturas para a projeção PA em um exame de abdome. Nota-se que a placenta possui uma menor blindagem em relação às outras estruturas por se localizar mais medial e posteriormente, possuindo a curva máxima.

**Figura 61 – Avaliação da D/INAK nas estruturas fetais em função da Energia em exame de abdome.**



Quanto à grande diferença existente na distribuição de dose entre a bolsa amniótica e o feto, pode-se justificar pela blindagem que o feto possui por esta e pelo útero. Os resultados gráficos apresentados são apenas parte dos resultados dosimétricos obtidos.

Dependendo do destino que se quer dar aos dados obtidos, outros resultados poderiam ser apresentados gráfica ou numericamente. Por exemplo, pode-se estar interessado nos resultados dosimétricos, cujos parâmetros são: exame de abdome, 90 kV e projeção PA. Assim, a Tabela 6 mostra a distribuição de D/INAK, bem como os coeficientes de variância para todas as estruturas que compõem o MCE MARIA com estes parâmetros.

**Tabela 6 – Avaliação da D/INAK de órgãos/tecidos do MCE MARIA em função da energia.**

<b>ID</b>	<b>Órgão/Tecido</b>	<b>D/INAK (Gy/Gy)</b>	<b>Coefficiente de Variância (%)</b>
1	Bolsa Amniótica	1,9826E-02	0,39
2	Adrenais	3,5351E-01	0,48
3	Bexiga, Parede	8,7060E-04	7,02
4	Cérebro	8,9478E-04	1,33
5	Placenta	5,2756E-02	1,90
6	Cólon, Parede	4,6551E-02	0,28
7	Seios, Tecido Glandular	6,5208E-02	0,22
8	Rins	3,5305E-01	0,18
9	Fígado	2,1725E-01	0,13
10	Pulmões	4,4065E-01	0,06
11	Músculos	1,5605E-01	0,02
12	Esôfago	3,7077E-02	0,49
13	Ovários	7,8084E-04	24,80
14	Pâncreas	1,2641E-01	0,56
15	Tecido mole	3,0640E-01	0,08
16	Intestino Delgado, Parede	2,6030E-02	0,36
17	Pele	1,7623E-01	0,06
18	Baço	3,3049E-01	0,20
19	Estômago, Parede	1,7868E-01	0,22
21	Timo	1,1022E-01	1,27
22	Tireoide	3,8382E-02	3,36
23	Feto	1,9156E-02	1,49
24	Útero	2,1322E-02	0,69
25	Tecido Adiposo	7,4278E-02	0,03
26	Coração, Parede	1,9151E-01	0,18
28	Vesícula Biliar, Parede	1,6646E-02	0,38
29	Esqueleto, Média	1,6726E-01	0,94
30	Osso Cortical, Corpo Inteiro	5,7407E-01	0,02
114	Corpo inteiro, Média	4,0962E-01	0,02

Fonte: o autor.

## 5. CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS

O objetivo principal deste trabalho consistiu em desenvolver o fantoma computacional de malhas MARIA, para representação de uma mulher em estágio gestacional utilizando a técnica de modelagem poligonal.

Como resultado, o fantoma foi convertido em voxels, utilizando o software DIP, e é composto por 29 estruturas, incluindo 23 dos 27 órgãos/tecidos radiosensíveis listados pela publicação 103 da ICRP. O acoplamento do fantoma voxelizado ao código MC EGSnrc seguiu a metodologia do MCE FSTA. Para verificar se o MCE MARIA/EGSnrc estava adequado, foram realizadas simulações de radiodiagnóstico e os resultados foram comparados com similares obtidos com o MCE FSTA ou com os dados gerados pelo CALDose\_X. Também foram obtidos resultados dosimétricos para os órgãos/tecidos específicos para a mulher grávida.

Após validado o acoplamento do MCE MARIA neste trabalho, como perspectiva serão ajustadas as massas dos órgãos/tecidos para atender aos valores recomendados pelas publicações 89, 90 e 110 da ICRP, e serão simulados todos os exames de radiodiagnóstico referenciados no CALDose\_X. Para isto, uma versão supina do fantoma MARIA será desenvolvida e os tecidos ósseos cortical, esponjoso e medula óssea serão segmentados. Utilizando a metodologia do desenvolvimento de fantasmas de malhas aqui apresentada, serão desenvolvidos fantasmas *mesh* pra todas as fases de gravidez, incluindo a evolução dos órgãos e tecidos do feto.

## REFERÊNCIAS

- AGOSTINELLI, S. et al. **Geant4: A simulation toolkit**. Geant4 Collaboration, 2003, 86 p. Disponível em: <<http://cds.cern.ch/record/602040/files/it-2002-003.pdf?version=1>>. Acesso em: 09 set 2014.
- 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, 137 p.
- ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Portaria MS/SVS nº 453, de 1º de junho de 1998**. Brasília: Diário Oficial da União, 1998, 67 p.
- AUTODESK. **3DS MAX 2014 | HELP**. Autodesk Creative Commons FAQ. Disponível em: <<http://help.autodesk.com/view/3DSMAX/2015/ENU/>>. Acesso em: 11 out. 2014.
- 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, 92 p.
- BARROS, G. X. S. **Modelagem digital tridimensional para o desenvolvimento de prototipagem rápida: Um enfoque sobre a modelagem orgânica**. UFPE, 2012, 176 p.
- BERGONIÉ, J.; TRIBONDEAU, L. **De quelques résultats de la radiotherapie et essai de fixation d'une technique rationnelle**. *Comptes-Rendus des Séances de l'Académie des Sciences*, vol. 143, 1906, 983 p.
- BOND, J. D. **Expansion of the 4D XCAT Phantom Library with Anatomical Texture**. Thesis (submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in the Graduate Program in Medical Physics). Graduate School of Duke University, 2013.
- BRIESMEISTER, J. F. **MCNP – A general monte carlo n-particle transport code**. Version 4A. Radiation Transport Group. Los Alamos National Laboratory. Los Alamos, New Mexico, 1993, 681 p.
- CASSOLA, V. F. **Acoplamento dos fantomas tomográficos FAX06 e MAX06 ao código monte carlo GEANT4**. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2007, 93 p.
- CASSOLA, V. F.; LIMA, V. J.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J. **FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy**. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 55, No. 1, 2010a.
- CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; BRAYNER, C.; KHOURY, H. J. **Posture-specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo-based simulations for radiological protection**. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 55, No. 15, 2010b.
- CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantomas 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.; KRAMER, R.; LIMA, V. J. M.; LIRA, C. A. B. O.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; BROWN, K. R. **Development of newborn and 1-year-old reference phantoms based on polygon mesh surfaces**. *Journal of Radiological Protection*, vol. 33, No. 3, 2013.

CHEN, J. **Mathematical models of the embryo and fetus for use in radiological protection.** Health Phys, vol. 83, No. 3, 2004.

CLOUTIER, R. J.; SMITH, S. A.; WATSON, E. E.; SNYDER, W. S.; WARNER, G. G. **Dose to fetus from radionuclides in bladder.** Health Physics, vol. 25, No. 2, 1973, 147 p.

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Diretrizes básicas de proteção radiológica.** CNEN NN – 3.01. Diário Oficial da União, Brasília, 2014, 22 p.

COSTA, R. K. F. **Radiografias digitais sintéticas utilizando modelos computacionais de exposição do tipo fantomas de voxels/EGS4.** Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2008, 78 p.

CRISTY, M. **Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose.** Health and Safety Research Division, Oak Ridge, Tennessee 37830, 1980, 118 p. Disponível em: <<http://web.ornl.gov/info/reports/1980/3445605812234.pdf>>. Acesso em: 29 out 2014.

CRISTY, M.; ECKERMAN, K. F. **Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. I. methods.** Health and Safety Research Division, Oak Ridge, Tennessee 37831, 1987, 100 p. Disponível em: <<https://ordose.ornl.gov/documents/tm8381V1.pdf>>. Acesso em: 29 out 2014.

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

DIMBYLOW, P. J. **Development of pregnant female, hybrid voxel-mathematical models and their application to the dosimetry of applied magnetic and electric fields at 50 Hz.** Physics in Medicine and Biology, vol. 50, No.10, 2006.

FARAH, J.; BROGGIO, D.; FRANCK, D. **Creation and use of adjustable 3D phantoms: Application for the lung monitoring of female workers.** Health Physics, vol. 99, No. 5, 2010a, 649–661p.

FARAH, J.; BROGGIO, D.; FRANCK, D. **Female workers and in vivo lung monitoring: a simple model for morphological dependence of counting efficiency curves.** Physics in Medicine and Biology, vol. 55, No. 23, 2010b, 7377–7395p.

FARAH, J.; BROGGIO, D.; HENRIET, J.; MAKOVICKA, L.; FRANCK, D. **Library of Mesh and NURBS female phantoms for pulmonary in vivo counting studies.** Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire, 2011. Disponível em: <<http://www.irpa2010europe.com/pdfs/proceedings/S08-P08.pdf>>. Acesso em: 09 jan. 2015.

FERREIRA, T.; RASBAND, W. **ImageJ User Guide – Image J/Fiji 1.46r.** Revised edition, 2012, 198 p. Disponível em: <[imagej.nih.gov/ij/docs/guide/](http://imagej.nih.gov/ij/docs/guide/)>. Acesso em: 21 set 2014.

FONSECA, T. C. F.; LEBACQ, A. L.; MIHAILESCU, L. C.; VANHAVERE, F.; BOGAERTS, R. **Development of a 3D human body library based on polygonal mesh surface for whole body counter set-up calibration.** Progress in Nuclear Science and Technology, vol.4, 2014.

GRAAF, V. **Anatomia Humana.** Sexta edição. São Paulo: Manole, 2003. 900 p.

HAN, M. C.; KIM, C. H.; JEONG, J. H.; YEOM, S. Y.; KIM, S.; WILSON, P. P. H.; APOSTOLAKIS, J. **DagSolid: a new Geant4 solid class for fast simulation in polygon-mesh geometry.** Physics in Medicine and Biology, vol. 58, 4595, No. 13, 2013, 16p.

IAEA. International Atomic Energy Agency. **Radiation Biology: A handbook for teachers and students.** IAEA-Training Course Series-42. ISSN 1018-5518. Vienna, Austria, 2010, 166 p.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. Report 46.** University of Michigan, 1968.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Report on the Task Group on Reference Man.** ICRP Publication 23. Ann. ICRP 23, 1975, 480 p.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection.** ICRP Publication 66. Ann. ICRP 24 (1-3), 1994.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Pregnancy and medical radiation.** ICRP Publication 84. Ann. ICRP 30 (1), 2000, 37 p.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection reference values.** ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3-4), 2002, 279 p.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Biological effects after prenatal irradiation (embryo and fetus).** ICRP Publication 90. Ann. ICRP 33 (1-2), 2003, 206 p.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4), 2007, 35 p.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Adult Reference Computational Phantoms.** ICRP Publication 110. Ann. ICRP 39 (2), 2009, 166 p.

JOHNSON, P. B.; WHALEN, S. R.; WAYSON, M.; JUNEJA, B.; LEE, C.; BOLCH, W. E. **Hybrid patient-dependent phantoms covering statistical distributions of body morphometry in the US adult pediatric population.** Proceedings of the IEEE, vol. 97, No. 12, 2009, 16 p.

KAWRAKOW, I.; ROGERS D. W. O. **The EGSnrc code system: Monte carlo simulation of electron and photon transport.** NRCC Report PIRS-701. National Research Council of Canada, Ottawa, K1A OR6, 2003, 289 p.

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

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

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, V. J. M.; LIMA, F. R. A.; HOFF, G. **All about FAX: A female adult voxel phantom for monte carlo calculation in radiation protection dosimetry.** Physics in Medicine and Biology, vol. 48, No. 23, 2004, 15 p.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J.W.; LIMA, V. J. **MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry.** Physics in Medicine and Biology, vol. 51, No. 14, 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.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; OLIVEIRA LIRA, C. A.; ROBSON BROWN, K. **Skeletal dosimetry based on  $\mu$ CT images of trabecular bone: Update and comparisons.** *Physics in Medicine and Biology*, vol. 57, No. 12, 2012.

LEAL NETO, V. **Desenvolvimento de uma interface gráfica de usuário para modelos computacionais de exposição externa.** Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2007, 83 p.

LI, X.; SAMEI, E.; SEGARS, W. P.; STURGEON, G. M.; COLSHER, J. G.; TONCHEVA, G.; YOSHIZUMI, T. T.; FRUSH, D. P. **Patient-specific radiation dose and cancer risk estimation in CT: Part II. Application to patients.** *Medical Physics*, vol. 38, No. 1, 2011, 408-419 p.

LIMA, L. F.; VIEIRA, J. W., LIMA, F. R. A. **Uso do software VAP3D na construção de fantomas antropomórficos patológicos para avaliações dosimétricas.** International Atomic Energy Agency (IAEA), INIS Collection, Vol. 42, No. 36, 2011, 10 p.

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

LOPES FILHO, F. J. **Avaliações dosimétricas em pacientes submetidos à radioiodoterapia com base em fantomas de voxels e em imagens de medicina nuclear.** Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2007, 114 p.

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, 85 p.

MENEZES, C. J. M. **Modelo computacional para desenvolvimento do sistema de avaliação para aparelhos de raios x odontológicos intra-orais: "Cartão dosimétrico odontológico".** Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2008, 138 p.

NA, Y. H.; ZHANG, B.; ZHANG, J.; CARACAPPA, P. F.; XU, X. G. **Deformable adult human phantoms for radiation protection dosimetry: anthropometric data representing size distributions of adult worker populations and software algorithms.** *Physics in Medicine and Biology*, vol. 55, No. 13, 2010, 23 p.

NELSON, W. R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D. W. O. **The EGS4 Code System. Report SLAC-265.** Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California 94305, 1985, 206 p.

OTAKE, M.; SCHULL, W. J. **Radiation-related brain damage and growth retardation among the prenatally exposed atomic bomb survivors.** *International Journal of Radiation Biology*, vol. 74, No. 2, 1998, 159-171 p.

PEIXOTO, P. H. R. **Desenvolvimento de um modelo computacional para avaliações dosimétricas em ratos.** Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2008, 141 p.

RUSSELL, L. B.; RUSSELL, W. L. **The effect of radiation on the preimplantation stages of the mouse embryo.** Proceedings of a scientific seminar held in Luxembourg on 5 November 2001. *Anatomical Record*, vol. 108, 2002, 78 p.

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

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, 72 p.

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

SHANNON, R. E. **Introduction to the art and science of simulation.** Proceedings of the 1998 Winter Simulation Conference, D.J. Medeiros, E.F. Watson, J.S. Carson and M.S. Manivannan, eds. Texas A&M University, College Station, U.S.A., 1998, 8 p. Disponível em: <<http://www.informs-sim.org/wsc98papers/001.PDF>>. Acesso em: 12 out. 2014.

SHI, C. Y. **Development and Application of a Tomographic Model from CT Images for Calculating Internal Dose to a Pregnant Woman.** Thesis (Doctor degree in Philosophy) - Faculty of Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, New York, 2004. Disponível em: <[https://mywebfiles.rpi.edu/orgs/virtualphantoms/public/rrmdg\\_rpi\\_edu/projects/PregnantFemaleModels/Shi\\_Thesis.pdf](https://mywebfiles.rpi.edu/orgs/virtualphantoms/public/rrmdg_rpi_edu/projects/PregnantFemaleModels/Shi_Thesis.pdf)>

SHI, C. Y.; XU, X. G. **Development of a 30-Week-Pregnant Female Tomographic Model from CT-images for Monte Carlo Organ Dose Calculations.** *Journal of Medical Physics*, vol. 31, No. 2, 2491-2497, 2004.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G.; FISHER, H. L. **MIRD Pamphlet No. 5. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom.** *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 10, No. 3, 1969.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G. **MIRD Pamphlet No. 5, Revised. Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom.** Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, 1978, 70 p.

STABIN, M. G.; WATSON, E. E.; CRISTY, M.; RYMAN, J. C.; RCKERMAN, K. F.; DAVIS, J. L.; MARSHALL, D.; GEHLEN, M. K. **Mathematical Models and Specific Absorbed Fractions of Photon Energy in the Non pregnant Adult Females and at the End of Each Trimester of Pregnancy.** Springfield. Oak Ridge National Laboratory, National Technical Information Service, 1995, 156 p.

VIEIRA, J. W. **Uso de técnicas Monte Carlo para determinação de curvas de isodose em Braquiterapia.** Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2001, 88 p.

VIEIRA, J. W. **Construção de um Modelo Computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantasmas de voxels.** Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2004, 101 p.

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, 2009, 16-22 p.

VIEIRA, J. W. **Implementação de Análise Gráfica e Numérica de Resultados Dosimétricos no Software Caldose\_X**. Trabalho completo aceito para apresentação no X Congresso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica “Radioprotección: Nuevos Desafíos para un Mundo en Evolución”. Sociedad Argentina de Radioprotección. Buenos Aires, abril, 2015.

VOLPATO, N. **Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações**. Editora dgar Blücher Ltda. 272p. 2006.

WATSON, E. E. **Mathematical models for calculating radiation dose to the fetus**. Oak Ridge, Tennessee 37831-0117, 1992, 18 p. Disponível em: <[http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/\\_Public/25/031/25031085.pdf](http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/25/031/25031085.pdf)>. Acesso em: 29 out 2014.

XU, X. G., TARANENKO, V.; ZHANG, J.; SHI, C. **A boundary representation method for designing wholebody radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods-P3,-P6 and-P9**. Physics in Medicine and Biology, vol. 52, No. 23, 2007.

XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry**. Series in Medical Physics and Biomedical Engineering. Boca Raton, London, New York: CRC Press/Taylor & Francis Group, 2009, 760 p.

YANNICK, N. **Radiações Ionizantes e a vida (Apostila Educativa)**. Rio de Janeiro, CNEN, 2003, 42 p.

ZHANG, J.; NA, Y. H.; CARACAPPA, P. F.; XU, X. G. **RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh-based, size-adjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams**. Physics in Medicine and Biology, vol. 54, No. 19, 2009.

ZANKL, M.; BECKER, J.; SCHATTI, H.; PETOUSSI-HENSS, N.; ECKERMAN, K. F.; BOLCH, W. E.; HOESCHEN, C. **Computational Phantoms of the ICRP Reference Male and Reference Female**. 12th Congress of the International Radiation Protection Association, 2012. Disponível em: <<http://www.irpa12.org.ar/fullpapers/FP3379.pdf>>. Acesso em: 30 out. 2014.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; RATHNER, Z.; GINDI, G. HOFFER, P. B. **Computerized three-dimensional segmented human anatomy**. Journal of Medical Physics, vol. 21, No. 2, 1994, 299-302 p. Disponível em: <<http://noodle.med.yale.edu/zubal>>. Acesso em: 21 set. 2014.

