

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES
PROTEN/UFPE – CRCN-NE/CNEN

VAGNER FERREIRA CASSOLA

DESENVOLVIMENTO DE FANTOMAS HUMANOS COMPUTACIONAIS USANDO
MALHAS POLIGONAIS EM FUNÇÃO DA POSTURA, MASSA E ALTURA

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL
SETEMBRO - 2011

**DESENVOLVIMENTO DE FANTOMAS HUMANOS COMPUTACIONAIS USANDO
MALHAS POLIGONAIS EM FUNÇÃO DA POSTURA, MASSA E ALTURA**

VAGNER FERREIRA CASSOLA

DESENVOLVIMENTO DE FANTOMAS HUMANOS COMPUTACIONAIS USANDO
MALHAS POLIGONAIS EM FUNÇÃO DA POSTURA, MASSA E ALTURA

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título em Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de O. Lira

Co-Orientador: Prof. Dr. Richard Kramer

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

SETEMBRO - 2011

Catalogação na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

C345d Cassola, Vagner Ferreira.
Desenvolvimento de fantasmas humanos computacionais usando malhas poligonais em função da postura, massa e altura / Vagner Ferreira Cassola. - Recife: O Autor, 2011.
viii, 92 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de O. Lira.
Co-Orientador: Prof. Dr. Richard Kramer.
Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2011.
Inclui Referências Bibliográficas e Apêndice.

1. Energia Nuclear. 2. Fantasmas Humanos. 3. Computação gráfica. 4. Monte Carlo. 5. Radioproteção. I. Lira, Carlos Alberto Brayner de O.(Orient.). II. Kramer, Richard (Orient.). III. Título.

UFPE

621.4837 CDD (22. ed.)

BCTG/2011-274

**DESENVOLVIMENTO DE FANTOMAS HUMANOS COMPUTACIONAIS US/
MALHAS POLIGONAIS EM FUNÇÃO DA POSTURA, MASSA E ALTUR**

Vagner Ferreira Cassola

APROVADO EM: 02.09.2011

ORIENTADOR: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira

CO-ORIENTADOR: Dr. Prof. Richard Kramer

COMISSÃO EXAMINADORA:

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

Prof. Dr. Borko Stosic – DEINFO/UFPE

Prof. Dr. John Graham Hunt – IRD-CNEN/RJ

Prof. Dr. José Wilson Vieira – UPE e IFPE

Prof. Dr. Vanildo Júnior de Melo Lima – Depto Anatomia/UFPE

Visto e permitida a impressão

Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

Para Rejane Gabe com carinho

"Falam muito no destino
Até nem sei se acredito
Eu fui criado solito
Mas sempre bem prevenido
Índio do queixo torcido
Que se amansou na experiência
Eu vou voltar pra querência
Lugar onde fui parido"

(trecho de "Deixando o Pago", Vitor Ramil)

AGRADECIMENTOS

Aos Professores Richard Kramer, Carlos Alberto Brayner de O. Lira e Helen Khoury por terem contribuído para o desenvolvimento deste projeto e também por sua amizade.

Aos professores que fizeram parte do comitê de acompanhamento Fernando Roberto Andrade de Lima, José Wilson Viera e Eduardo César de Miranda Loureiro.

Aos amigos do nordeste que me acompanharam desde o início desta caminhada: Sérgio, Marcos, Jana, Samira, Leonardo, Neuri, Pércles, Edivânia, Vanildo, Renata, Socorro, Jorge, Álvaro, Vinicius e Égita.

Ao Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, pela oportunidade de realizar este projeto.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela concessão da bolsa de doutorado.

DESENVOLVIMENTO DE FANTOMAS HUMANOS COMPUTACIONAIS USANDO MALHAS POLIGONAIS EM FUNÇÃO DA POSTURA, MASSA E ALTURA

Autor: Vagner Ferreira Cassola

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de O. Lira

Co-Orientador: Prof. Dr. Richard Kramer

RESUMO

Fantomas humanos computacionais são ferramentas úteis desenvolvidas para o cálculo de doses absorvidas ou equivalentes em órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo humano. O problema é que, a rigor, os resultados só podem ser aplicados a uma pessoa que possui as mesmas anatomia e postura do fantoma, enquanto que para uma pessoa com diferente postura, massa corporal e/ou estatura os valores podem estar errados. Para representar melhor estas diferenças anatômicas, este estudo desenvolveu 40 fantomas humanos adultos utilizando malhas poligonais, quatro fantomas padrões, dois modelos para cada gênero, nas posições em pé e supina; e 36 fantomas antropométricos, dezoito modelos para cada gênero, nas posições em pé e supina, em função dos percentis 10, 50 e 90 de massa e estatura baseados em dados antropométricos de populações caucasianas. Os fantomas foram modelados utilizando referências obtidas em livros de Anatomia e os programas *Open Source MakeHuman* e *Blender* que são comumente empregados em computação gráfica. Os valores dos parâmetros antropométricos massa corporal, estatura e outras medidas corporais foram extraídos do programa *PeopleSize*, um programa conhecido usado na área de ergometria. Os fantomas foram desenvolvidos considerando o índice de massa corporal (*body mass index*) para um determinado percentil de massa corporal e diferentes estaturas. Foi considerado que para uma dada altura o aumento ou a diminuição da massa corporal reflete principalmente a mudança da massa de tecido adiposo subcutâneo e músculo, ou seja, a massa dos órgãos não foi alterada. O dimensionamento da massa dos órgãos em função da estatura foi baseado em informações extraídas de dados de autópsias. Os cálculos dosimétricos sugerem que para exposições externas especificamente a postura e massa corporal podem influenciar as doses absorvidas nos órgãos de maneira significativa. Desta forma, utilizar fantomas com massa e estatura variável na posição em pé ou supina, dependendo do protocolo do exame radiológico, é mais um passo para tornar as simulações das exposições cada vez mais específicas para o paciente no radiodiagnóstico e medicina nuclear.

Palavras chaves: Fantomas Humanos, Computação Gráfica, Monte Carlo, Radioproteção.

DEVELOPMENT OF HUMAN PHANTOMS USING POLYGON MESH SURFACES AS A FUNCTION OF POSTURE, BODY-MASS AND HEIGHT

Author: Vagner Ferreira Cassola

Adviser: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de O. Lira

Co-adviser: Prof. Dr. Richard Kramer

ABSTRACT

Computational anthropomorphic human phantoms are useful tools developed for the calculation of absorbed or equivalent dose to radiosensitive organs and tissues of the human body. The problem is that, strictly spoken, the results can be applied only to a person who has the same anatomy and posture as the phantom. For a person with different posture, body mass and/or standing height the data could be wrong. In order to represent a greater variety of human anatomies, this study developed 40 adult human phantoms using polygon mesh surfaces, four reference phantoms, two models per gender, in standing and supine posture; and 36 anthropometric phantoms, eighteen models per gender, in standing and supine posture, as a function of the 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of Caucasian populations. The phantoms have been modeled using anatomical books as reference and the Open Source software's MakeHuman and Blender which are commonly used in the area of computer graphics. The anthropometric target parameters for body mass, standing height and other body measures were extracted from PeopleSize, a well-known software package used in the area of ergonomics. The phantoms were developed based on the assumption of constant body-mass index for a given mass percentile and for different heights. For a given height, the increase or decrease of body mass was considered to be reflected mainly by the change of the mass of subcutaneous adipose tissue and muscle, i.e. the organ masses were not changed. Organ mass scaling as a function of height was based on information extracted from autopsy data. For external exposure the calculated dosimetric data suggest that changes of the posture and body mass may have a significant effect on organ equivalent doses. Therefore, using phantoms as a function of body mass, height and posture, represents an important step towards patient-specific dosimetry in radiodiagnosis and nuclear medicine.

Key words: Human phantoms, Computer Graphics, Monte Carlo, Radiation Protection.

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Imagem tridimensional e corte coronal do fantoma ADAM.....	13
Figura 3: Fantomas BREP para o homem e a mulher de referência: RPI_AM e RPI_AF (ZHANG et al., 2009) e UFADM e UFADF (LEE et al., 2010).	16
Figura 4: Visão frontal dos fantomas adultos para o 50º percentil de estatura e 10º, 25º, 50º, 75º e 90º percentil de massa corporal (JOHNSON et al., 2009).	18
Figura 5: Visão frontal dos fantomas adultos para o 50º percentil de massa corporal e 10º, 25º, 50º, 75º e 90º percentil de estatura (JOHNSON et al., 2009).....	18
Figura 6: Imagem frontal dos fantomas masculinos com mesma estatura (176 cm) e com diferentes percentis (5º, 25º, 50º, 75º e 90º) de massa corporal (NA et al., 2010).	19
Figura 7: Imagem frontal dos fantomas femininos com mesma estatura (163 cm) e com diferentes percentis (5º, 25º, 50º, 75º e 90º) de massa corporal (NA et al., 2010).	19
Figura 8: Imagem frontal e lateral do modelo tridimensional do esqueleto humano utilizado como base para gerar os esqueletos dos fantomas masculino e feminino (CASSOLA et al., 2010a).	22
Figura 9: Imagens de referência para a modelagem do fígado e vesícula biliar, visão anterior (à esquerda) e inferior (à direita).	24
Figura 10: Representação dos modelos 3D de órgãos importados da internet para a construção dos fantomas (CASSOLA et al., 2010a).	24
Figura 11: Termos anatômicos usados para descrever as posições espaciais dos órgãos, ossos e demais componentes do corpo humano (CASSOLA et al., 2010c)	25
Figura 12: Imagem da interface do programa PeopleSize usado para determinar os percentuais de altura para homens Alemães (CASSOLA et al. 2011).	29
Figura 13: Medidas antropométricas: 1) diâmetro ósseo bi-acromial, 2) perímetro do braço, 3) perímetro do quadril, 4) perímetro da coxa, 5) perímetro do abdome, 6) diâmetro ósseo bi-trocanteriano, 7) diâmetro ósseo torácico AP e 8) diâmetro ósseo abdominal AP.	32
Figura 14: Interface inicial do programa MakeHuman evidenciando seus comandos e o modelo humanoide original	34
Figura 15: Malha poligonal da face do fantoma masculino, evidenciando seus diferentes componentes.	35
Figura 16: Interface inicial do Blender.	36

Figura 17: Ajuste do perímetro do braço usando edição proporcional.....	36
Figura 18: Modelo original do fígado (em cinza) e modelo modificado (em vermelho) com a inclusão da vesícula biliar (em verde).	37
Figura 19: Interface do Blender: malha poligonal do estômago e nodos do material atribuído ao volume.	38
Figura 20: Interface do Blender com o plano de “corte” selecionado e renderização da intersecção do plano com o fantoma MASH.	39
Figura 21: Interface do programa ImageJ.....	40
Figura 22: Menu FantomasJ com as ferramentas implementadas no programa ImageJ para ajustes dos fantasmas voxelizados.	41
Figura 23: Versões preliminares das superfícies dos fantasmas FASH e MASH, programa MakeHuman (CASSOLA et al., 2010a).	43
Figura 24: Mesh dos modelos importados no Blender para a construção dos fantasmas FASH e MASH (CASSOLA et al., 2010a,b).....	44
Figura 25: Visão frontal e lateral dos fantasmas FAX06, FASH versão <i>mesh</i> e FASH versão voxelizada (CASSOLA et al., 2010a).	45
Figura 26: Visão frontal e lateral dos fantasmas MAX06, MASH versão <i>mesh</i> e MASH versão voxelizada (CASSOLA et al., 2010a).	45
Figura 27: Superfície e esqueleto dos fantasmas FASH (esquerda) e MASH (direita).	46
Figura 28: Visualização da pelve feminina (esquerda) e pelve masculina (direita) (CASSOLA et al., 2010a).	46
Figura 29: Visão frontal e lateral dos esqueletos dos fantasmas FAX06, FASH versão <i>mesh</i> e FASH versão voxelizada (CASSOLA et al., 2010a).....	47
Figura 30: Visão frontal e lateral dos esqueletos dos fantasmas MAX06, MASH versão <i>mesh</i> e MASH versão voxelizada (CASSOLA et al., 2010a).....	47
Figura 31: Exemplo de segmentação do fêmur em osso cortical, esponjoso e cavidade medular.	48
Figura 32: Região da cabeça (CASSOLA et al., 2010a)	50
Figura 33: Região do pescoço e tórax, fantoma masculino (CASSOLA et al., 2010a).....	51
Figura 34: Tecido glandular da mama, fantoma feminino.....	51
Figura 35: Região abdominal superior (CASSOLA et al., 2010a)	52
Figura 36: Região abdominal inferior, órgãos femininos (CASSOLA et al., 2010a).....	52
Figura 37: Região abdominal inferior, órgãos masculinos (CASSOLA et al., 2010a).....	53

Figura 38: Conjunto de órgãos femininos: versão <i>mesh</i> (esquerda) e voxelizada (direita) (CASSOLA et al., 2010a).....	54
Figura 39: Conjunto de órgãos masculinos: versão <i>mesh</i> (esquerda) e voxelizada (direita) (CASSOLA et al., 2010a).....	54
Figura 40: Modelo <i>mesh</i> e modelo voxelizado dos linfonodos do fantoma MASH.	55
Figura 41: Tecido muscular versão <i>mesh</i> e voxelizada do fantoma MASH.	56
Figura 42: Imagens do plano transversal, coronal e sagital da versão voxelizada do fantoma MASH. As linhas em formato de cruz representam a posição em que as imagens foram obtidas.	57
Figura 43: Fantomas femininos: FASH_sta e FASH_sup, respectivamente (CASSOLA et al., 2010b).....	59
Figura 44: Fantomas masculinos MASH_sta e MASH_sup, respectivamente (CASSOLA et al., 2010b).....	60
Figura 45: MASH_sta e MASH_sup: posição dos órgãos, visão frontal (CASSOLA et al., 2010c).....	61
Figura 46: MASH_sta e MASH_sup: posição dos órgãos, visão lateral(CASSOLA et al., 2010c).....	61
Figura 47: Massa de tecido adiposo para mulheres (FSTA) e homens (MSTA) em função do BMI para o 10º, 50º e 90º percentil de altura (CASSOLA et al., 2010).....	63
Figura 48: Fantomas antropomórficos masculinos em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura, posição em pé (CASSOLA et al., 2011).....	65
Figura 49: Fantomas antropomórficos femininos em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura, posição em pé (CASSOLA et al., 2011).	66
Figura 50: Dose efetiva por Kerma no ar em função da energia para diferentes conjuntos de fantomas calculada para uma fonte de fótons paralela AP (KRAMER et al., 2010).....	67
Figura 51: Dose efetiva por Kerma no ar em função da energia para os diferentes conjuntos de fantomas calculada para uma fonte de fótons paralela ROT (KRAMER et al., 2010).....	68
Figura 52: Dose equivalente na parede do intestino grosso normalizada por Kerma no ar em função da energia para um feixe paralelo AP de corpo inteiro considerando os fantomas masculinos MSTA_m10_h50, MSTA_m50_h50 e MSTA_m90_h50 (CASSOLA et al., 2011).....	70
Figura 53: Dose equivalente no tecido glandular das mamas normalizada por Kerma no ar em função da energia para um feixe de fótons paralelos AP de corpo inteiro e os fantomas femininos FSTA_m10_h90, FSTA_m50_h90 e FSTA_m90_h90 (CASSOLA et al., 2011). ..	70
Figura 54: Imagens transversais do fantoma feminino FSTA_h90. A seta vermelha está	

apontando para o tecido glandular da mama, a seta azul está apontando para o tecido adiposo da mama, a gordura subcutânea está representada em amarelo nas imagens. 71

Figura 55: Dose equivalente da parede do estômago, fígado e linfonodos normalizada por kerma no ar calculada para um feixe de fótons paralelos AP de corpo inteiro com energia de 80 keV e os fantasmas FSTA em função dos percentis de massa corpórea para diferentes percentis de altura (CASSOLA et al., 2011). 72

Figura 56: Dose equivalente nos testículos, mamas (tecido glandular) femininas e pele masculina normalizada por kerma no ar calculada para um feixe de fótons paralelos AP de corpo inteiro com energia de 80 keV e os fantasmas MSTA e FSTA em função dos percentis de massa corpórea para diferentes percentis de altura (CASSOLA et al., 2011). 73

Figura 57: Dose equivalente da parede do estômago, bexiga e rins normalizada por kerma no ar calculada para um feixe de fótons paralelos AP de corpo inteiro com energia de 80 keV e os fantasmas MSTA em função dos percentis de estatura para diferentes percentis de massa corpórea (CASSOLA et al., 2011). 73

Figura 58: Radiografia de pelve AP: fantoma FASH_sta, DFR 115 cm e campo 35 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada (CASSOLA et al., 2010b). 74

Figura 59: Radiografia de pelve AP: fantoma FASH_sup, DFR 115 cm e campo 35 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada (CASSOLA et al., 2010b). 74

Figura 60: Radiografia de coluna lombar AP: fantoma MASH_sta, DFR 115 cm e campo 20 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada (CASSOLA et al., 2010b). 76

Figura 61: Radiografia de coluna lombar AP: fantoma MASH_sup, DFR 115 cm e campo 20 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada (CASSOLA et al., 2010b). 76

Figura 62: Valores da carga do tubo em função da espessura do paciente para a técnica de valor fixo de tensão de 80 kVp para uma radiografia abdominal AP (BUSHONG, 2010). 78

Figura 63: Radiografia de abdome AP: fantoma MSTA_m50_h50, DFR 100 cm e campo 35 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada. 78

Figura 64: Fatores de conversão e valores de dose absorvida no intestino grosso calculados para pacientes masculinos. Exame radiográfico abdominal AP, técnica de tensão fixa com carga variável para tensão de 80kVp, filtração 2,5 mm de Al e DFR 100 cm. 79

Figura 65: Fatores de conversão e valores de dose absorvida no estômago calculados para pacientes masculinos. Exame radiográfico abdominal AP, técnica de tensão fixa com

carga variável para tensão de 80kVp, filtração 2,5 mm de Al e distância DFR 100 cm. 79

Figura 66: Fatores de conversão e valores de dose absorvida no fígado calculados para pacientes masculinos. Exame radiográfico abdominal AP, técnica de tensão fixa com carga variável para tensão de 80kVp, filtração 2,5 mm de Al e DFR 100 cm. 80

Figura 67: Fatores de risco de indução e mortalidade por câncer calculados para pacientes masculinos com idade de 45 anos. Exame radiográfico abdominal AP, técnica de tensão fixa com carga variável para tensão de 80kVp, filtração 2,5 mm de Al e DFR 100 cm. 81

LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1: Dados da ICRP 70 (1995) e ICRP89 (2003) usados para o cálculo do volume dos tecidos ósseos.....	23
Tabela 2: Estimativa dos deslocamentos craniais do centro de massa quando a postura muda de pé para supina.....	26
Tabela 3: 10º, 50º e 90º percentil de massa corporal e estatura para homens e mulheres de nove países com população predominantemente caucasiana extraídos do programa PeopleSize, os valores médios e os valores correspondentes apresentados na ICRP89 (ICRP, 2002).	30
Tabela 4: Estaturas e massas corporais definidas para 18 percentis de homens e mulheres adultas (CASSOLA et al., 2011).....	31
Tabela 5: Fatores de escala 3D para as massas dos órgãos em função da altura derivados de dados de autópsias (DE LA GRANDMAISON et al., 2001).....	33
Tabela 6: Volumes do esqueleto feminino, calculados teoricamente e segmentados no fantoma FASH.	48
Tabela 7: Volumes do esqueleto masculino, calculados teoricamente e segmentados no fantoma MASH.....	49
Tabela 8: Massas teóricas para os órgãos/tecidos definidos com base na ICRP89 e volumes segmentados nos fantasmas FASH e MASH.....	58
Tabela 9: Deslocamento dos centros de massa realizados para representar o efeito quando uma pessoa muda da postura em pé para supina (CASSOLA et al., 2010b).....	62
Tabela 10: Massas dos órgãos e razão entre o 10º e o 50º e entre o 90º e o 50º percentil de altura para os fantasmas masculinos (MSTA).....	64
Tabela 11: Massas dos órgãos e razão entre o 10º e o 50º e entre o 90º e o 50º percentil de altura para os fantasmas femininos (FSTA).....	64
Tabela 12: Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por INAK para radiografia da pelve, calculadas com base nas versões em pé e supina do fantoma FASH, e razão entre elas (CASSOLA et al., 2010b).	75
Tabela 13: Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por INAK para radiografia da coluna lombar, calculadas com base nas versões em pé e supina do fantoma MASH, e a razão entre elas (CASSOLA et al., 2010b).....	77

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE FIGURAS	I
LISTA DE TABELAS	VI
1 INTRODUÇÃO	9
2 REVISÃO DA LITERATURA	12
2.1 Método Monte Carlo para a simulação da interação da radiação com a matéria	12
2.2 Fantomas computacionais	13
2.2.1 Fantomas matemáticos.....	13
2.2.2 Fantomas tomográficos.....	14
2.2.3 Fantomas BREP.....	15
3 METODOLOGIA	20
3.1 Base anatômica para desenvolvimento dos Fantomas.....	20
3.1.1 Homem e mulher, posição de pé.....	20
3.1.1.1 O esqueleto: anatomia e massas referenciais	21
3.1.1.2 Órgãos internos: anatomia e massas referenciais	23
3.1.2 Homem e mulher, posição supina	25
3.1.2.1 Deslocamento dos órgãos	26
3.1.2.2 Compressão do volume dos pulmões	26
3.1.2.3 Redução do diâmetro sagital	27
3.1.2.4 Mudança na posição dos ombros e braços	27
3.1.3 Definição dos percentis para caucasianos adultos, homens e mulheres	28
3.1.3.1 Massa Corporal e Altura.....	28
3.1.3.2 Massas de órgãos e tecidos em função da altura	32
3.2 Desenvolvimento dos fantomas.....	33
3.2.1 Modelagem da superfície externa dos fantomas.....	34
3.2.2 Adequação da superfície e modelagem dos órgãos internos	35
3.2.3 Voxelização dos Fantomas.....	37
3.2.4 Ajuste dos volumes e segmentação do fantoma voxelizado.....	40
3.3 Código Monte Carlo EGSnrc	42
4 RESULTADOS	43
4.1 Fantomas FASH/MASH, posição em pé	43
4.1.1 Superfície do fantoma (Pele)	43
4.1.2 O esqueleto	45
4.1.3 Órgãos dos fantomas.....	49

4.1.3.1	Região da cabeça	50
4.1.3.2	Região do pescoço e tórax	50
4.1.3.3	Região abdominal superior	51
4.1.3.4	Região abdominal inferior	52
4.1.3.5	Conjunto voxelizado dos órgãos	53
4.1.4	Tecidos remanescentes	54
4.1.4.1	Linfonodos	54
4.1.4.2	Tecido muscular e adiposo	55
4.1.5	Fantomas voxelizados FASH e MASH	56
4.2	Fantomas FASH/MASH posição supina	59
4.2.1	Ajuste da superfície dos fantomas	59
4.2.2	Deslocamento dos órgãos	60
4.3	Fantomas com diferentes percentis de estatura e massa	62
4.3.1	Massa dos órgãos e tecidos e anatomia dos fantomas antropométricos	62
4.4	Resultados dosimétricos	66
4.4.1	Exposições externas de corpo inteiro	66
4.4.1.1	Fantomas referenciais MASH e FASH de pé	66
4.4.1.2	Fantomas antropométricos MASH e FASH de pé	69
4.4.2	Exposições típicas do radiodiagnóstico	74
4.4.2.1	Doses absorvidas em órgãos e tecidos em função da postura	74
4.4.2.2	Cálculos usando o CALDose_X online	77
5	CONCLUSÕES	82
	REFERÊNCIAS	83
	APÊNDICE: IMAGENS DOS FANTOMAS DESENVOLVIDOS	88

1 INTRODUÇÃO

Tecnologias modernas frequentemente trazem tanto benefícios quanto riscos às pessoas. O transporte público, por exemplo, facilita as viagens para os passageiros, mas só se eles aceitam correr o risco de sofrer acidentes no trânsito. O risco “aceitável” não é uma grandeza mensurável, mas deve haver uma política de proteção que tente reduzir o risco de acidentes sem impedir o funcionamento do transporte público.

A proteção radiológica tem se ocupado das tecnologias que causam exposições de pessoas à radiação ionizante. Enquanto os benefícios podem ser bem diferentes, dependendo da aplicação da radiação ionizante, o risco sempre é o mesmo, ou seja, a possibilidade que a interação da radiação ionizante com os órgãos e tecidos do corpo humano possa causar danos celulares, provocando a morte de algumas células e modificando outras.

Após exposição, a maioria dos órgãos e tecidos do corpo humano não é afetada pela perda de um considerável número de células e as células modificadas geralmente conseguem reparar os danos. Todavia, se a reparação não é perfeita, a modificação resultante de uma exposição pode ser transmitida para as células futuras e eventualmente pode resultar no surgimento de câncer. As exposições à radiação estão associadas às mais diversas formas de leucemia e com o surgimento de câncer em diversos órgãos, tais como pulmões, mamas e glândula tireoide, mas não pode ser associada ao surgimento em outros órgãos, como é o caso da próstata. Ainda assim, um pequeno aumento na exposição à radiação, acima da radiação natural, pode provocar um aumento no risco de desenvolver câncer. Além disto, a radiação induz câncer que se manifesta tardiamente, em alguns casos décadas após a exposição, não se diferenciando daqueles que surgem espontaneamente ou daqueles que são atribuídos a outros fatores (UNSCEAR, 2000). Consequentemente, o risco radiológico é uma função das doses absorvidas em órgãos e tecidos e a principal função da proteção radiológica é tomar providências para manter as doses absorvidas mais baixas possíveis (ICRP, 2007).

Um dos problemas fundamentais da proteção radiológica é que a grandeza de interesse, a dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano, não pode ser medida diretamente no indivíduo vivo, enquanto grandezas mensuráveis como o Kerma no ar não podem ser utilizadas diretamente para a avaliação do risco radiológico. A resolução desse problema exige o desenvolvimento de modelos de exposição para determinar coeficientes de conversão entre grandezas de interesse e grandezas mensuráveis. Estes modelos utilizam

fantomas antropomórficos, físicos ou computacionais, associados com métodos adequados para medir ou calcular doses absorvidas.

Nos últimos anos, o Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE) vem desenvolvendo o programa CALDose_X (KRAMER et al., 2008) para calcular doses absorvidas em órgãos e tecidos, assim como o risco da exposição à radiação, para pacientes submetidos a exames radiológicos. Os fantomas adultos usados nas primeiras versões do programa CALDose_X (KRAMER et al., 2008) representavam apenas pacientes em postura supina com altura e massa corporal, assim como as massas dos órgãos e tecidos referenciais, de acordo com os valores recomendados no relatório 89 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) (ICRP, 2003). Todavia, na maioria dos casos os pacientes reais possuem alturas e massas corporais diferentes dos fornecidos neste relatório e existem exames de raios X realizados com paciente em postura de pé e estes fatores influenciam as doses absorvidas nos órgãos e tecidos radiosensíveis. Consequentemente, o uso do CALDose_X estava limitado para pacientes deitados com massas corporais e alturas próximas daquelas dos fantomas referenciais.

O desenvolvimento de fantomas tomográficos humanos geralmente envolve a utilização de imagens de secções transversais do corpo humano. Órgãos, tecidos, esqueleto e pele são segmentados usando o conjunto de imagens e este conjunto de imagens segmentadas corresponde ao fantoma. Adicionalmente, utilizando programas adequados, o conjunto de órgãos segmentados pode ser convertido em objetos tridimensionais representados por polígonos ou curvas, gerando o que hoje é conhecido como fantomas híbridos.

Os primeiros fantomas de corpo inteiro desenvolvidos por Fisher e Snyder em 1967 não faziam uso de imagens tomográficas. Os fantomas foram construídos com base em referências anatômicas colhidas de estudos e observações. Devido às limitações computacionais da época foram utilizadas apenas superfícies simples para descrever os órgãos e isto não permitiu representar a anatomia real dos órgãos e as posições entre eles.

Na atualidade, com o advento dos programas de modelagem tridimensional, é possível gerar modelos virtuais que representam com fidelidade órgãos e tecidos do corpo humano. No entanto, para que a modelagem seja eficiente é necessário ter informações da anatomia, por exemplo, fotografias colhidas em atlas, e possuir domínio de algum programa gráfico que permita a modelagem tridimensional dos órgãos e tecidos utilizando superfícies descritas por polígonos ou curvas.

Para melhor representar a variabilidade da anatomia das pessoas expostas a radiação, este trabalho apresenta 40 fantomas humanos de indivíduos adultos, dos gêneros masculino e

feminino, nas posições em pé e supina, com diferentes alturas e massas corporais. Foram desenvolvidos fantasmas adultos referenciais nas posições em pé e supina com base nos valores recomendados pelo relatório 89 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica e uma série de fantasmas com diferentes percentis de massa e altura usando informações antropométricas de diferentes nacionalidades com população predominantemente caucasiana. Os fantasmas foram construídos utilizando malhas poligonais empregando programas *Open Source* das áreas de computação gráfica e processamento de imagens digitais, juntamente com informações anatômicas disponíveis em livros de anatomia humana, artigos e um programa comercial de ergometria. Adicionalmente foram realizados cálculos para evidenciar as diferenças dosimétricas em função da postura, massa e altura para exposições de corpo inteiro e exposições em radiologia utilizando o código Monte Carlo EGSnrc e o programa Caldose_X.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Método Monte Carlo para a simulação da interação da radiação com a matéria

O método Monte Carlo (MC) faz uso das distribuições de probabilidades das interações da radiação com os átomos e moléculas para simular o transporte de partículas (fótons, elétrons, pósitrons, etc.) através de um meio. O somatório das perdas de energia registradas para cada interação durante o transporte de muitas partículas pode ser usado para estimar as doses absorvidas. Atualmente existem múltiplos códigos de transporte da radiação utilizando o método MC desenvolvidos para aplicações particulares ou gerais. Grandes institutos como o Conselho Nacional de Pesquisa do Canada (NRC, código EGSnrc), a Organização Europeia para a Pesquisa Nuclear (CERN, código GEANT4), o Laboratório Nacional de Los Alamos (LANL, código MCNP) e também a Universidade de Barcelona (código PENELOPE) desenvolveram seus próprios códigos ao longo dos anos (CASSOLA, 2007).

Para a realização de uma simulação computacional é necessário descrever a fonte de radiação e a geometria de interação. Desta forma, se a geometria de interação for um fantoma humano computacional é possível estimar, por exemplo, a energia depositada nos diferentes órgãos e tecidos do corpo humano. Sendo assim, o objetivo básico no desenvolvimento dos fantasmas humanos computacionais é representar as características anatômicas e fisiológicas dos órgãos e tecidos do corpo humano da forma mais exata possível.

O desenvolvimento dos fantasmas computacionais de corpo inteiro se iniciou em 1967, com os trabalhos de Fisher e Snyder, e nos últimos anos, com o desenvolvimento de métodos avançados para a construção de fantasmas humanos, tem sido uma das áreas mais ativas das pesquisas em imagem e dosimetria das radiações (ZAIDI; TSUI, 2009).

2.2 Fantomas computacionais

Para que as grandezas estimadas utilizando o método MC correspondam à realidade, são necessárias informações do objeto que está sendo irradiado, incluindo densidades, composições elementares, dimensões, forma e posição no espaço (CARACAPPA, 2001). Estes objetos virtuais, que recebem o nome particular de fantomas, podem ser representações matemáticas de órgãos ou tecidos, de um sistema biológico do corpo humano, ou do corpo inteiro e podem ser utilizados para simulação de imagens médicas e cálculos dosimétricos (ZAIDI; XU, 2007).

2.2.1 Fantomas matemáticos

Os primeiros fantomas de corpo inteiro desenvolvidos por Fisher e Snyder (1967), utilizavam uma técnica de modelagem que hoje, em computação gráfica, é conhecida como Geometria de Construção de Sólidos (CSG, *Constructive Solid Geometry*). A CSG permite a construção de superfícies ou sólidos complexos combinando objetos primitivos simples por meio de operações lógicas. Estas operações lógicas tipicamente envolvem procedimentos de união, intersecção e diferenciação que podem ser aplicadas de formas sequenciais ou alternadas. Exemplos de objetos primitivos podem incluir elipsoides, cones, cilindros e paralelepípedos. A Figura 1 representa uma imagem do fantoma matemático ADAM desenvolvido por KRAMER e colaboradores (1982).

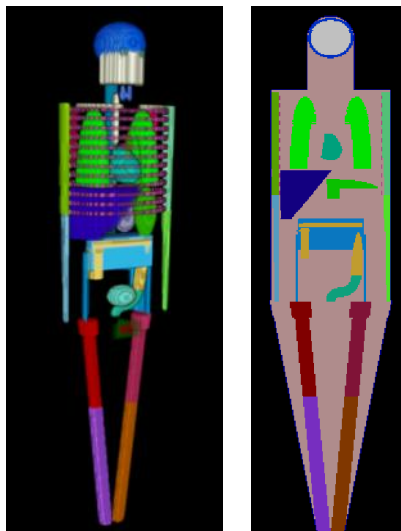


Figura 1: Imagem tridimensional e corte coronal do fantoma ADAM.

A representação de órgãos internos através de objetos geométricos simples geralmente é grosseira, representando vagamente a anatomia real dos órgãos (KRAMER et al., 2004). Geometrias simples são úteis para avaliar o desempenho de sistemas de imagem e dosimetria em aplicações em proteção radiológica, todavia a realidade clínica não deve ser avaliada utilizando geometrias simples (ZAIDI; TSUI, 2009).

De fato, o uso de fantasmas matemáticos foi importante para a realização de simulações computacionais usando MC numa época em que a capacidade de processamento de dados era muito inferior à dos computadores atuais. No entanto, a partir da década de 1980 se iniciou uma busca por desenvolver fantasmas com formas mais realísticas.

2.2.2 Fantasmas tomográficos

Com o avanço na obtenção de imagens médicas e da capacidade de processamento computacional foi possível a construção dos primeiros fantasmas tomográficos. Estes fantasmas, que podem ser construídos a partir da segmentação de imagens geradas por tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM) ou imagens fotográficas do corpo, representaram um importante passo para melhorar a descrição anatômica dos fantasmas antropomórficos.

Deste a década de 1980, quando os primeiros fantasmas tomográficos foram construídos independentemente por Gibbs e colaboradores (1984) e Williams e colaboradores (1986), até o início deste século mais de 74 fantasmas de corpo inteiro ou de parte do corpo foram desenvolvidos para diversos propósitos e aplicações (XU, 2009). Em 2007, a publicação 103 da ICRP (2007) define formalmente que para os cálculos dos dados de referência em dosimetria os fantasmas humanos utilizados devem ser do tipo tomográfico. Seguindo esta recomendação, em 2010 a ICRP, na publicação 110 (ICRP, 2010), introduz dois modelos oficiais representando adultos de referência masculino e feminino.

Antes da publicação da ICRP 103 atividades similares de construção de fantasmas padrões foram realizadas por Dimbylow (1995), que produziu o fantoma tomográfico NORMAN construído a partir de um conjunto de imagens obtidas por RM de um voluntário saudável. A massa corporal e a massa dos órgãos do fantoma NORMAN foram ajustadas para combinar com os valores de referência da época, a publicação 23 de ICRP (1975). Mais recentemente Kramer e colaboradores (2006b), produziram fantasmas onde as massas individuais dos órgãos e também suas densidades foram ajustadas com base nos valores da publicação 70 (ICRP, 1995) e publicação 89 (ICRP, 2003).

Os fantasmas, para o homem e a mulher de referência, desenvolvidos por Kramer e colaboradores (2006b) foram os primeiros com esqueleto heterogêneo segmentado em compacto, esponjoso, cavidade medular e cartilagem. O esqueleto dos fantasmas foi segmentado desta forma para realizar a dosimetria utilizando o método das imagens μ CT de osso trabecular que simula a microestrutura da substância óssea esponjosa (KRAMER et al., 2006a). O método consiste em substituir, durante a execução, os macro *voxels* da esponjosa dos fantasmas por micro matrizes representando o osso trabecular segmentado em osso e cavidades. Desta forma, é possível calcular as doses absorvidas nos tecidos moles radiosensíveis nas cavidades da esponjosa.

Os fantasmas tomográficos promoveram um grande avanço na representação da anatomia humana, porém possuem algumas limitações. Por exemplo, dependendo da resolução dos *voxels*, algumas vezes é difícil ou mesmo impossível segmentar corretamente um determinado órgão ou tecido. O ajuste do volume dos órgãos internos é possível, porém é um processo demorado e, dependendo do grau de ajuste, pode causar distorções no formato das estruturas (CASSOLA et al., 2010a).

2.2.3 Fantasmas BREP

Uma nova geração de fantasmas teve início com o trabalho de Segars (2001): os fantasmas descritos por representação de fronteiras (BREP, *Boundary REPresentation*). Segars (2001) empregou técnicas comumente utilizadas em computação gráfica para desenvolver um fantoma de torso com base em imagens tomográficas do *Visible Human Project* (U.S. National Library of Medicine) e superfícies NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*). Uma abordagem híbrida para a construção de fantasmas – assim chamada porque incorpora as melhores características dos fantasmas matemáticos e tomográficos (LEE et al., 2007) – onde os órgãos e tecidos são descritos por superfícies NURBS geradas a partir de fantasmas tomográficos ou diretamente de imagens tomográficas do corpo humano. Na Figura 2 é possível notar as diferenças na modelagem dos órgãos internos, entre os fantasmas matemáticos, tomográficos e híbridos.

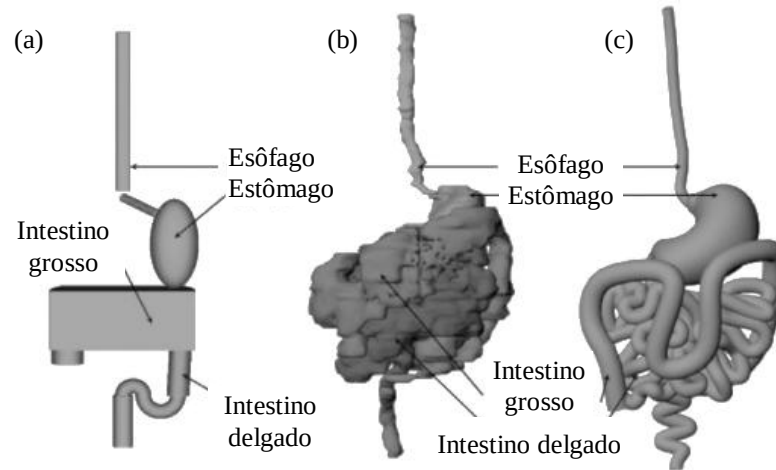


Figura 2: Comparação entre vários modelos do aparelho digestório de um recém nascido: (a) matemático, (b) tomográfico e (c) híbrido (Lee et al., 2007).

Os primeiros fantasmas híbridos de corpo inteiro foram introduzidos em 2007: dois fantasmas de referência para recém-nascidos, um feminino e um masculino, com base nos dados da ICRP (LEE et al., 2007) e para uma mulher em diferentes estágios da gestação (XU et al., 2007).

Nos últimos anos, diferentes grupos de pesquisa desenvolveram, independentemente, os primeiros fantasmas BREP adultos de referência com base na ICRP89, estes fantasmas encontram-se dispostos na Figura 3. Cada grupo de pesquisa desenvolveu suas próprias metodologias para a construção dos fantasmas.

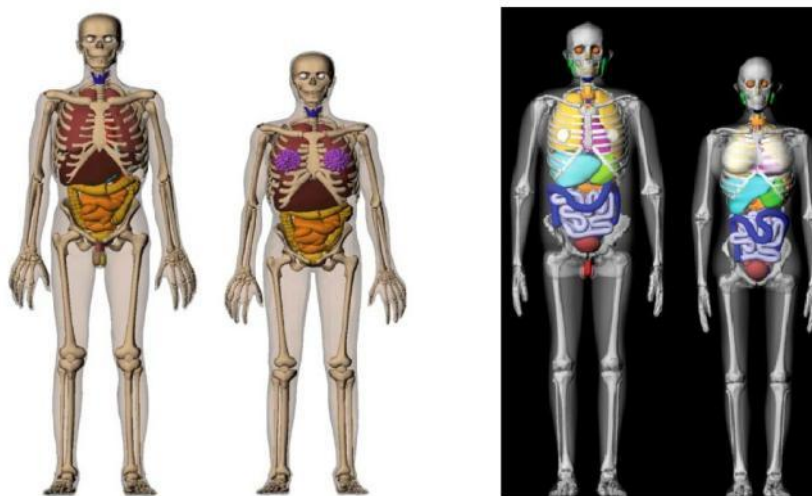


Figura 3: Fantasmas BREP para o homem e a mulher de referência: RPI_AM e RPI_AF (ZHANG et al., 2009) e UFADM e UFADF (LEE et al., 2010).

Os fantasmas RPI_AM e RPI_AF, desenvolvidos no Instituto Politécnico Rensselaer por Zhang e colaboradores (2009), foram construídos com base nos modelos *mesh* dos órgãos descritos no AnatomiumTM 3D P1 V2.0 (<http://www.anatomium.com>). O ajuste dos volumes para corresponder aos dados da ICRP 89 foi realizado de forma automática utilizando um algoritmo desenvolvido no programa MATLAB®. Um pré-processamento foi desenvolvido para melhorar a qualidade da malha dos modelos originais, assim como um algoritmo de colisão foi desenvolvido para evitar a sobreposição dos objetos que descrevem os órgãos e tecidos do modelo.

Os fantasmas UFADM e UFADF, desenvolvidos na Universidade da Flórida por Lee e colaboradores (2010), foram construídos a partir de versões revisadas dos fantoma híbridos de 15 anos publicados anteriormente (LEE et al., 2008). Todos os órgãos e tecidos, oriundos dos fantasmas tomográficos desenvolvidos anteriormente pelo próprio grupo, foram convertidos em malhas poligonais utilizando o programa 3D Doctor®, e superfícies NURBS foram ajustadas para corresponder aos volumes descritos pelas malhas poligonais, com exceção do esqueleto, cérebro e vias aéreas. O ajuste da massa foi realizado manualmente modificando a superfície NURBS que representava cada um dos órgãos e tecidos segmentados nos fantasmas.

Além de fantasmas BREP, com massas e alturas em concordância com os dados fornecidos pela ICRP, os grupos do Instituto Politécnico Rensselaer e da Universidade da Flórida publicaram em 2009 e 2010, respectivamente, uma série de fantasmas em função da massa corporal e estatura. As séries de fantasmas foram construídas com base em dados antropométricos para a população americana (U.S. NHANES survey, <http://www.cdc.gov/nchs/nhanes.htm>), porém com métodos distintos para correlacionar parâmetros de massa corporal e estatura, e fatores de escala para as massas dos órgãos e tecidos.

Para o desenvolvimento dos fantasmas na Universidade da Flórida, Johnson e colaboradores (2009) utilizaram parametrizações para correlacionar os dados de altura e massa corporal, com base nos dados antropométricos do U.S. NHANES, e foram usados fatores de escala para correlacionar a massa dos órgãos com a estatura, porém o método para a determinação destes fatores não está claro no artigo. A Figura 4 apresenta os fantasmas masculinos adultos com diferentes percentis de massa corporal e a Figura 5 os fantasmas masculinos com diferentes percentis de estatura.

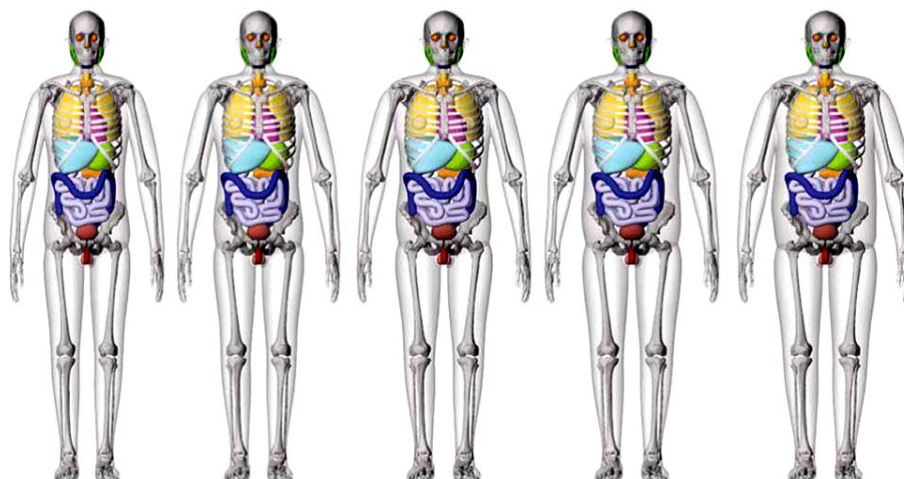


Figura 4: Visão frontal dos fantasmas adultos para o 50º percentil de estatura e 10º, 25º, 50º, 75º e 90º percentil de massa corporal (JOHNSON et al., 2009).

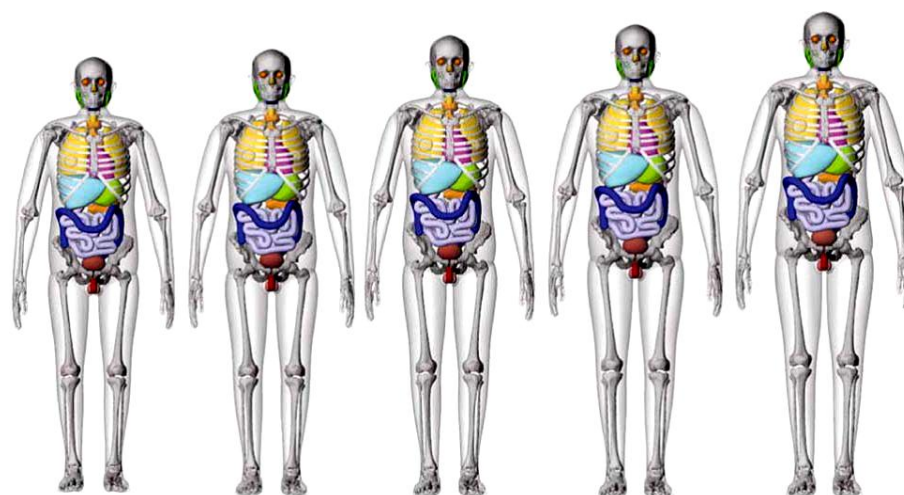


Figura 5: Visão frontal dos fantasmas adultos para o 50º percentil de massa corporal e 10º, 25º, 50º, 75º e 90º percentil de estatura (JOHNSON et al., 2009).

Os fantasmas desenvolvidos no Instituto Politécnico Rensselaer por Na e colaboradores (2010) correlacionam os dados de estatura e massa com base no índice de massa corporal. Os fatores de escala para os órgãos foram determinados usando funções de distribuição normal dos dados fornecidos por De La Grandmaison e colaboradores (2001). As Figuras 6 e 7 apresentam imagens dos fantasmas masculinos e femininos com diferentes percentis de massa corporal desenvolvidos pelo grupo.

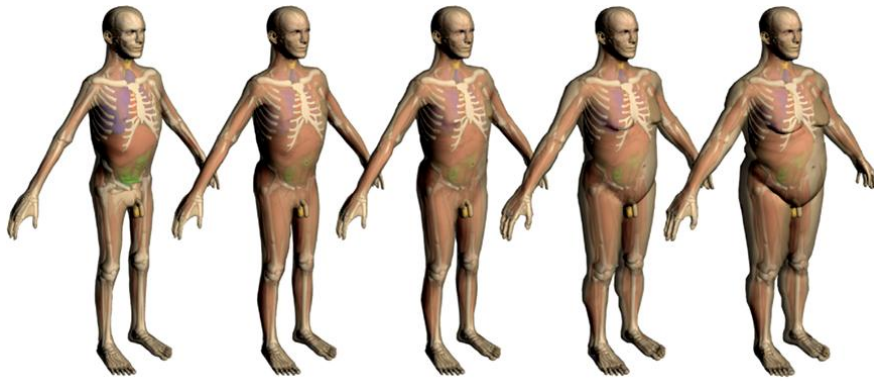


Figura 6: Imagem frontal dos fantasmas masculinos com mesma estatura (176 cm) e com diferentes percentis (5°, 25°, 50°, 75° e 90°) de massa corporal (NA et al., 2010).

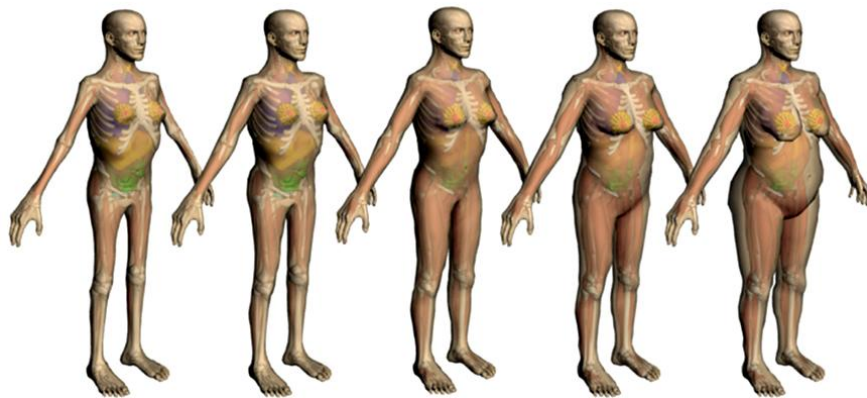


Figura 7: Imagem frontal dos fantasmas femininos com mesma estatura (163 cm) e com diferentes percentis (5°, 25°, 50°, 75° e 90°) de massa corporal (NA et al., 2010).

3 METODOLOGIA

Neste capítulo são apresentados os métodos empregados para obtenção das informações anatômicas necessárias para a construção dos fantasmas para o homem e a mulher na posição em pé e posição supina, e da série de fantasmas de indivíduos com diferentes percentis de massa e altura. Também são apresentados os processos de modelagem, voxelização e de ajuste dos fantasmas para o acoplamento ao código MC EGSnrc.

As informações apresentadas neste capítulo foram escritas com base nos artigos: *“FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy”* (CASSOLA et al., 2010a), *“FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations”* (KRAMER et al., 2010), *“Posture-specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo-based simulations for radiological protection”* (CASSOLA et al., 2010c) e *“Standing adult human phantoms based on 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of male and female Caucasian populations”* (CASSOLA et al., 2011).

3.1 Base anatômica para desenvolvimento dos Fantasmas

Para que a modelagem pudesse ser realizada de forma eficiente foi necessário obter o maior número de informações de referência dos objetos que seriam modelados. No caso específico da anatomia humana, as referências pudessem ser encontradas com facilidade devido ao grande número de atlas de anatomia e textos descritivos disponíveis na literatura.

3.1.1 Homem e mulher, posição de pé

A aquisição de um conjunto apropriado de imagens e o processo laborioso de segmentação de órgãos e tecidos de maneira anatomicamente correta são as árduas tarefas iniciais a serem realizadas na construção de fantasmas tomográficos (VIERA, 2004). Este mesmo trabalho não está presente na construção dos fantasmas através da modelagem 3D. Neste caso, a matéria prima são informações, imagens e descrições, coletadas em textos e atlas de Anatomia descrevendo adultos masculinos e femininos de pé.

No entanto, a construção de um fantoma que descreva a anatomia humana com naturalidade é um procedimento complexo. Inicialmente é necessário reunir informações adequadas sobre a forma, volume e distribuição espacial dos órgãos e tecidos do corpo humano. Além disto, o resultado final depende das habilidades do artista gráfico que manipula o programa de modelagem 3D. Contudo, superadas estas dificuldades, que estão presentes principalmente na construção do primeiro modelo, as malhas poligonais geradas são flexíveis e podem ser ajustadas para representar humanos de diferentes idades e gêneros, com diferentes percentis de massa e altura e em diferentes posturas.

3.1.1.1 O esqueleto: anatomia e massas referenciais

O esqueleto é composto de ossos e cartilagens. Por sua vez os ossos são uma forma sólida de tecido conectivo que forma a maior parte do esqueleto e possui como principais funções: proteção para estruturas vitais, apoio para o corpo, base mecânica para o movimento, armazenamento de sais (cálcio, por exemplo) e suprimento contínuo de células sanguíneas (MOORE; DALLEY, 2001).

O esqueleto é composto de dois tipos de ossos, compacto e esponjoso, e são classificados dependendo da quantidade relativa de substância sólida. Todos os ossos têm uma lâmina superficial de osso compacto em torno de uma massa central de osso esponjoso, exceto quando este último é substituído por uma cavidade medular (MOORE; DALLEY, 2001).

Geralmente, nas informações encontradas sobre anatomia o posicionamento dos órgãos é descrito com base em referências ósseas. Por exemplo, pode-se ver a descrição para o baço:

Baço. O eixo longitudinal do baço corresponde ao da décima costela e está situado entre a borda inferior da nona e a borda inferior da décima primeira costela. (...) Seu ponto mais alto situa-se ao nível da nona costela na linha escapular e o ponto mais baixo está ao nível do processo espinhoso da primeira vértebra lombar na linha axilar posterior (GOSS, 1988, p. 65)

Desta forma, para uma modelagem precisa do corpo humano inicialmente é necessário possuir um modelo de esqueleto adequado, pois é a partir desta referência que todos os demais órgãos são modelados e posicionados.

Na atualidade existem inúmeros sites na internet que disponibilizam gratuitamente arquivos contendo modelos 3D de várias partes do corpo humano. Utilizando este benefício,

para a construção do esqueleto foi utilizado o modelo 3D representado na Figura 8. O arquivo do modelo baixado da internet foi revisado com base em imagens anatômicas para incluir estruturas que não estavam presentes no modelo original e a forma da pelve foi ajustada de forma diferente nos fantasmas masculino e feminino.



Figura 8: Imagem frontal e lateral do modelo tridimensional do esqueleto humano utilizado como base para gerar os esqueletos dos fantasmas masculino e feminino (CASSOLA et al., 2010a).

Os volumes, as posições e a forma de todos os ossos foram revisados. O esqueleto homogêneo após a voxelização foi segmentado em osso cortical, osso esponjoso, cavidades medulares e cartilagem. Os volumes segmentados estão apresentados na Tabela 1 e foram calculados com base nos dados encontrados em relatórios da ICRP. O fator de celularidade (CF), última coluna da Tabela 1, representa a fração do volume de medula que é vermelha, o restante é medula amarela.

Tabela 1: Dados da ICRP 70 (1995) e ICRP89 (2003) usados para o cálculo do volume dos tecidos ósseos.

Região do Esqueleto	Fração de massa óssea homem	Fração de massa óssea mulher	Proporções da massa cortical / trabecular	Fração de massa Medula vermelha	Fator de celularidade
Mãos	0,023	0,024	95 / 5	0	0
Radio e Ulna	0,036	0,032	85,5 / 14,5	0	0
Úmero	0,053	0,047	80 / 20	0,023	0,25
Costelas	0,070	0,056	94 / 6	0,161	0,70
Esterno	0,012	0,012	94 / 6	0,031	0,70
Escapulas	0,036	0,029	94 / 6	0,028	0,38
Clavículas	0,008	0,007	94 / 6	0,008	0,33
Vértebras Cervicais	0,027	0,030	25 / 75	0,039	0,70
Vértebras Torácicas	0,069	0,075	25 / 75	0,161	0,70
Vértebras Lombares	0,058	0,063	34 / 66	0,123	0,70
Sacro	0,036	0,036	75 / 25	0,099	0,70
Crânio	0,118	0,119	95 / 5	0,076	0,38
Mandíbula	0,012	0,012	95 / 5	0,008	0,38
Pelve	0,106	0,105	90 / 10	0,175	0,48
Fêmures	0,153	0,159	67 / 33	0,067	0,25
Patelas	0,007	0,006	75 / 25	0	0
Tíbias e Fíbulas	0,113	0,119	75 / 25	0	0
Pés	0,063	0,068	95 / 5	0	0

3.1.1.2 Órgãos internos: anatomia e massas referenciais

Conforme discutido no item anterior, o esqueleto serve como referência principal para o posicionamento e modelagem dos órgãos. Uma vez que o esqueleto esteja modelado o segundo passo é coletar material de referência para a modelagem dos órgãos. Quando se trabalha com modelos complexos, são usadas imagens de referência com o objeto a ser modelado visualizado em diferentes direções, geralmente frontal, superior e lateral. A Figura 9 apresenta as imagens utilizadas para o ajuste e modelagem do fígado e da vesícula biliar.

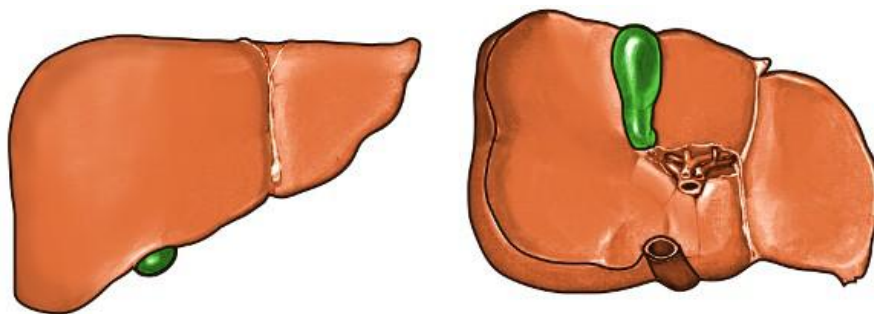


Figura 9: Imagens de referência para a modelagem do fígado e vesícula biliar, visão anterior (à esquerda) e inferior (à direita).

O modelo do órgão, todavia, pode ter seu formato alterado para melhor descrever a relação com os órgãos vizinhos. É importante salientar que um órgão pode apresentar grandes variações em seu formato dependendo do indivíduo estudado. Alguns modelos 3D de órgãos como os mostrados na Figura 10 foram baixados da internet e, assim como realizado com o esqueleto, o formato foi revisado para que o volume final do órgão correspondesse aos apresentados no relatório 89 da ICRP (2003).

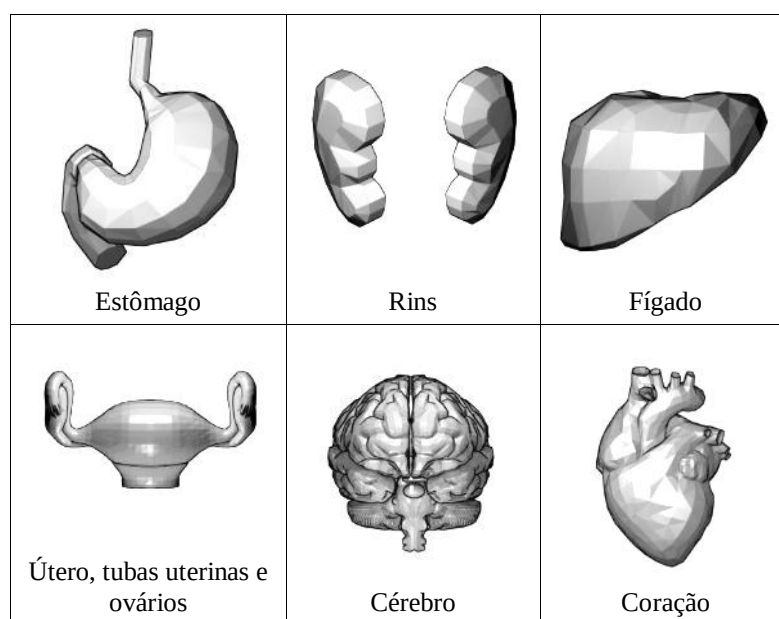


Figura 10: Representação dos modelos 3D de órgãos importados da internet para a construção dos fantasmas (CASSOLA et al., 2010a).

3.1.2 Homem e mulher, posição supina

Os fantasmas de postura supina foram derivados dos fantasmas de pé. No entanto, quando uma pessoa de pé muda para a posição supina, a força gravitacional causa os seguintes efeitos anatômicos (para melhor compreensão dos termos anatômicos observar a Figura 11):

- Deslocamento cranial e/ou dorsal dos órgãos;
- Compressão dos pulmões nas direções cranial e dorsal devido ao coração e ao deslocamento dos órgãos abdominais;
- Redução do diâmetro sagital, especialmente do abdome, e aumento do diâmetro lateral, especialmente na parte dorsal inferior do abdome;
- Mudança na posição dos ombros e braços na direção dorsal.

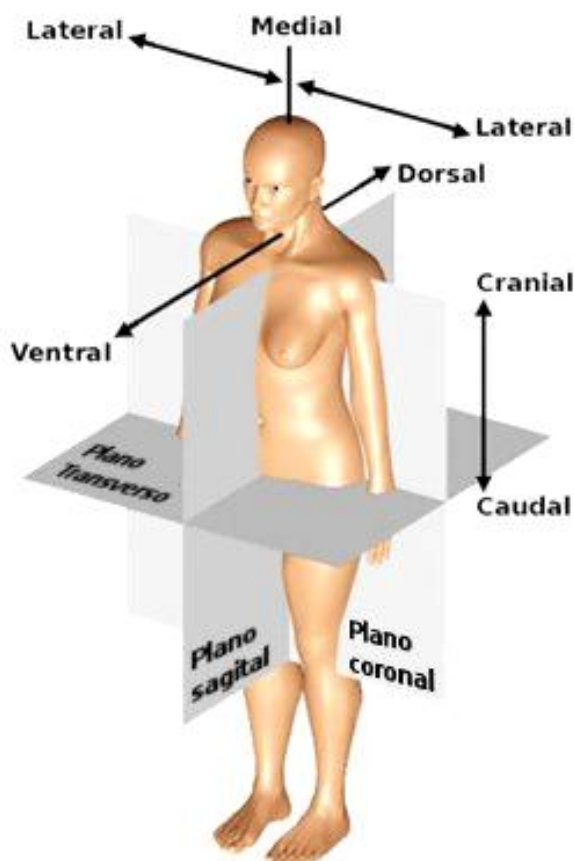


Figura 11: Termos anatômicos usados para descrever as posições espaciais dos órgãos, ossos e demais componentes do corpo humano (CASSOLA et al., 2010c)

3.1.2.1 Deslocamento dos órgãos

Sato e colaboradores (2007, 2008a, b) encontraram deslocamentos dos centros de massa de vários órgãos abdominais na direção cranial entre 0,3 e 1,9 cm, quando a postura de um homem adulto japonês mudava da posição de pé para supina. Preocupados com o posicionamento correto da blindagem dos rins durante a irradiação total do corpo, Reiff e colaboradores (1999) investigaram as mudanças de tamanho e de localização dos rins em 15 pacientes caucasianos. Neste estudo, foi encontrado um deslocamento cranial médio para os rins de 3,6 cm, quando a postura do paciente mudou de pé para supina.

Considerando o conjunto de dados encontrados nos trabalhos publicados por Sato e colaboradores, e por outro lado a amostragem do trabalho de Reiff e colaboradores e também diferenças étnicas entre asiáticos e caucasiano, foi considerado que a melhor forma de representar os deslocamentos dos órgãos é usar os dados dos trabalhos de Sato e colaboradores corrigidos com base na razão dos deslocamentos dos rins: $3,6 \text{ cm (Reiff)} / 1,9 \text{ cm (Sato)} = 1,9$.

A Tabela 2 apresenta os deslocamentos craniais específicos de órgãos do abdome publicados por Sato e colaboradores (2007, 2008a, b), e os valores calculados com base no fator de correção de 1,9 estimado com base no trabalho de Reiff e colaboradores (1999).

Tabela 2: Estimativa dos deslocamentos craniais do centro de massa quando a postura muda de de pé para supina.

Deslocamentos do centro de massa De pé → Supina	Sato et al. cranial (cm)	Calculado cranial (cm)
Adrenais	1,0	1,9
Rins	1,9	3,6
Fígado	1,0	1,9
Estômago	1,4	2,7
Pâncreas	1,0	1,9
Bexiga	0,4	0,8
Intestino Grosso	0,3	0,6
Intestino Delgado	1,2	2,3

3.1.2.2 Compressão do volume dos pulmões

Blair e Hickam (1955) investigaram o efeito da postura sobre o volumes dos pulmões em indivíduos normais. Em nove pessoas estes autores encontraram, para a

capacidade total dos pulmões, os valores médios de 6,77 l e 6,22 l para a postura de pé e supina, respectivamente. Esta diminuição, causada pela pressão do coração e os órgãos abdominais, foi utilizada para reduzir o volume pulmonar nos fantasmas na posição supina em 8%. Consequentemente, a posição do diafragma foi readaptada a fim de permanecer em contato com os pulmões. Por fim, o coração e os órgãos abdominais foram deslocados para o espaço liberado pelos pulmões, observando os valores especificados na Tabela 2.

3.1.2.3 Redução do diâmetro sagital

Em um estudo sobre função pulmonar e adiposidade abdominal para o público em geral, baseado em 2153 indivíduos, Ochs-Balcom e colaboradores (2006) determinaram uma série de parâmetros antropométricos, dentre eles a altura abdominal definida como “o diâmetro abdominal sagital (SAD, *Sagittal Abdominal Diameter*) na altura da crista ilíaca com o participante na posição supina”. Para o 50º percentil os autores encontraram valores de SAD de 20,8 cm para homens e 18,7 cm para mulheres. Investigando a relação entre o SAD e doenças cardíacas entre mais de 45 mil participantes, Iribarren e colaboradores (2006) determinaram o SAD para a postura de pé como “o diâmetro do ponto médio entre o último arco costal e a crista ilíaca”. Estes estudos apresentam valores de SAD de 21,0 cm e 19,0 cm para o 50º percentil de homem e mulheres, respectivamente. Infelizmente, os SADs dos estudos não podem ser comparados diretamente porque eles usam diferentes padrões para esta medida. Para fazer uma relação entre os trabalhos, foi calculada a razão entre os SADs medidos na crista ilíaca e no ponto médio entre o último arco costal e a crista ilíaca nos fantasmas de pé. Para o fantoma masculino foi encontrada um razão de 1,05 e para o feminino de 1,07. Consequentemente, o SAD do fantoma masculino foi reduzido por um fator de $20,8 \text{ cm} / (21,0 \text{ cm} \times 1,05) = 0,94$ ou 6%, e o do fantoma feminino por um fator de $18,7 \text{ cm} / (19,0 \text{ cm} \times 1,07) = 0,92$, ou seja, 8%. A redução do SAD é realizada mantendo o perímetro constante, desta forma, deve haver um ligeiro aumento do diâmetro lateral.

3.1.2.4 Mudança na posição dos ombros e braços

Foram realizados ajustes na posição dos ombros e braços na posição supina, de forma a tornar natural a posição do fantoma. Estes ajustes afetam alguns ossos da região torácica: a curvatura da coluna vertebral na posição supina é menor em relação a curvatura na posição de pé (SATO et al., 2007, 2008a, b). Devido à presença das costelas, a redução do diâmetro sagital do tórax é inferior à do abdome. O ajuste na posição dos ossos não afetou o volume dos tecidos do esqueleto.

3.1.3 Definição dos percentis para caucasianos adultos, homens e mulheres

O homem e a mulher de referência estão baseados nos dados fornecidos pelo relatório 89 publicado pela ICRP (2003). Na seleção dos valores de referência, a ICRP usou dados da Europa Ocidental e da América do Norte, devido à abrangência das informações oriundas de estudos sobre anatomia, fisiologia e composição do corpo humano destas populações (ICRP, 2003). Fantomas humanos computacionais baseados na ICRP 89 estão claramente definidos só em função da massa de órgãos e tecidos, massa total do corpo e estatura de pé, mas podem variar em relação a outras dimensões antropométricas, distribuição de gordura, perímetros e diâmetros ósseos, que não estão definidas pela publicação.

Dados antropométricos de 2010, definidos em função de percentis, estão disponíveis através do programa comercial PeopleSize, disponível no site www.openenerg.com. Os dados contidos no programa PeopleSize, utilizado na área de ergonomia, baseiam-se em quase 100 publicações, pesquisas e estudos provenientes de países da América do Norte, Europa, Ásia e Austrália. De acordo com o manual online do PeopleSize, os valores são expressos como percentis que representam o percentual de pessoas que são menores para um determinado valor de medida de um parâmetro antropométrico individual.

Seguindo o mesmo princípio da ICRP89 (2003), os percentis extraídos do PeopleSize foram selecionados dentre nove nacionalidades (americanos, australianos, suecos, holandeses, britânicos, belgas, alemães, franceses e italianos) com população predominantemente caucasiana.

3.1.3.1 *Massa Corporal e Altura*

A Figura 12 mostra como os dados são extraídos do PeopleSize. Inicialmente é selecionada a imagem mais relevante para a aquisição dos dados antropométricos, na Figura 12a foi selecionada a imagem de uma pessoa na posição em pé; para selecionar os dados antropométricos basta clicar nos marcadores no desenho do corpo na Figura 12b, os triângulos marcam os pontos de referência da medida; a Figura 12c apresenta os dados do parâmetro antropométrico selecionado. Na Figura 12c ao clicar em “Settings” o usuário pode definir a população e os percentis, que são os únicos parâmetros utilizados neste estudo. Os dados exibidas na Figura 12c mostram os valores dos percentis 10º e 50º de estatura para homens alemães. Estes valores estão indicando, por exemplo, que 10% dos homens alemães tem estatura inferior a 168,0 cm e 50% tem estatura inferior à 177,1 cm.

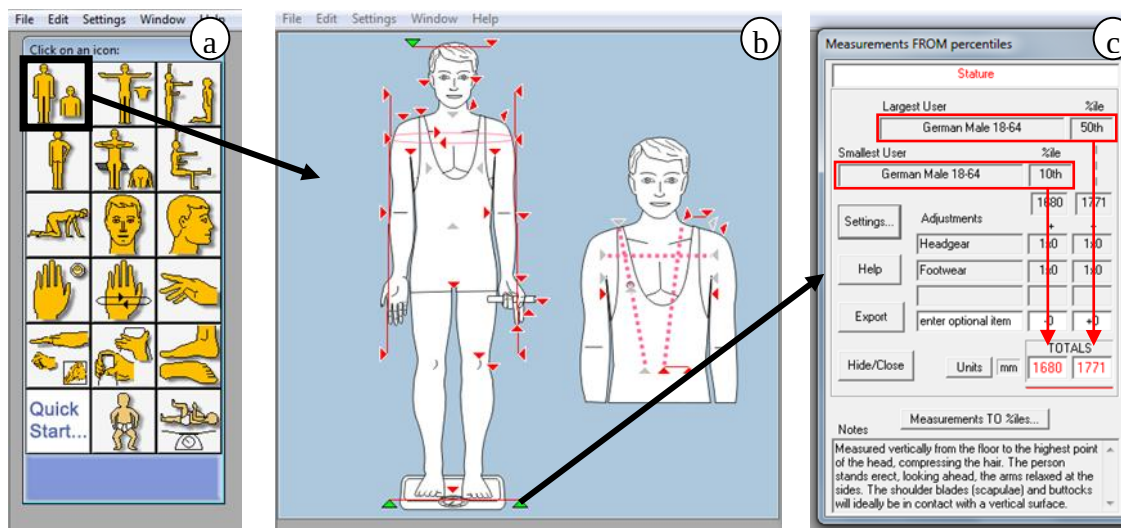


Figura 12: Imagem da interface do programa PeopleSize usado para determinar os percentuais de altura para homens Alemães (CASSOLA et al. 2011).

A Tabela 3 apresenta os valores para o 10º, 50º e 90º percentil de massa corporal e estatura para homens e mulheres de nove países com população predominantemente caucasiana, extraídos do programa PeopleSize. Adicionalmente, são apresentados os valores médios para cada um dos percentis de massa e estatura e os valores correspondentes de massa e estatura apresentados na ICRP89 (ICRP, 2003). A diferença entre as estaturas do 10º e 50º percentil é semelhante à diferença entre o 50º e 90º percentil, o que reflete uma distribuição normal dos dados, mas o mesmo não ocorre para a massa corporal, indicando uma distribuição assimétrica. Em geral, os dados antropométricos relacionados com as dimensões corporais apresentam uma distribuição normal, como é o caso para a altura, comprimento dos braços e das pernas, enquanto as dimensões relacionadas com a distribuição de gordura, como a massa corporal e perímetros da cintura, quadril, coxa e braço, apresentam uma distribuição assimétrica com valores mais frequentes acima da média.

As estaturas apresentadas pela ICRP89 apresentam boa concordância com os valores do 50º percentil calculados para homens e mulheres, no entanto, diferenças de 5 kg e 6 kg podem ser observadas para a massa corporal de mulheres e homens. Estariam os valores da ICRP89 errados em relação à massa corporal? A resposta é: não e sim! “Não”, porque na página 9, no parágrafo 11, a ICRP89 afirma claramente que os valores de referência não são representativos de uma população bem definida, ou seja, não representam valores médios ou medianos, no sentido estatístico. Portanto, os dados de referência da ICRP não representam o 50º percentil de uma população específica ou de uma população média, considerando vários países. “Sim”, porque os percentis de nove países representados na Tabela 3 corroboram com

estudos realizados pela Organização Mundial de Saúde (WHO, *World Health Organization*) que indicam uma tendência mundial do aumento da massa corporal, principalmente em países desenvolvidos, ou seja, se fosse realizada uma atualização das massas apresentadas na ICRP89 com dados mais recentes provavelmente isto levaria a um aumento das massas de referência para homens e mulheres adultos.

Tabela 3: 10°, 50° e 90° percentil de massa corporal e estatura para homens e mulheres de nove países com população predominantemente caucasiana extraídos do programa PeopleSize, os valores médios e os valores correspondentes apresentados na ICRP89 (ICRP, 2002).

País	Idade do grupo (anos)	Percentagem de massa corporal						Percentagem da estatura					
		Mulheres			Homens			Mulheres			Homens		
		10° (kg)	50° (kg)	90° (kg)	10° (kg)	50° (kg)	90° (kg)	10° (cm)	50° (cm)	90° (cm)	10° (cm)	50° (cm)	90° (cm)
Suíça	18-65	55	63	77	64	77	95	158,7	167,6	176,4	169,5	178,6	187,6
Holanda	18-64	58	67	84	68	79	94	158,2	166,1	173,9	169,9	179,2	188,6
Alemanha	18-65	53	66	89	67	81	101	157,1	165,5	173,9	168,0	177,1	186,1
Bélgica	18-65	56	67	87	65	78	96	155,9	164,6	173,3	166,9	176,6	186,3
Austrália	18-64	55	68	91	70	84	103	155,2	163,2	171,2	167,2	176,0	184,8
EUA	> 20	53	71	102	66	85	110	154,4	163,0	171,5	167,2	176,9	186,6
França	18-70	50	60	77	63	75	92	154,2	162,5	170,8	166,7	175,6	184,5
Reino Unido	18-64	53	67	90	67	81	100	154,1	162,3	170,6	166,9	175,9	184,9
Itália	18-83	50	57	71	60	73	91	151,6	159,8	167,9	163,2	172,1	181,0
Média		54	65	85	66	79	98	155,5	163,8	172,2	167,3	176,4	185,6
ICRP89		60			73			163,0			176,0		

Com base nos valores médios apresentados na Tabela 3, foram definidas as massas corporais e as alturas apresentados na Tabela 4 para os 18 fantasmas, nove para cada gênero. Os fantasmas masculinos e femininos centrais (m50_h50) são aqueles que possuem massa corporal e estatura médias. Consequentemente, o fantoma feminino central possui uma massa corporal de 65 kg e estatura 163,8 cm, enquanto o fantoma masculino possui 79 kg e 176,4 cm, respectivamente. Usando os dados da Tabela 4 para o 50° percentil de altura é possível definir o 10° e o 90° percentil de massa para homens e mulheres, agora chamados m10_h50 e m90_h50, respectivamente. Estes fantasmas são ajustados para representar as versões magra e obesa dos fantasmas centrais masculino e feminino, com massas de 54 e 85 kg no caso dos fantasmas femininos e de 66 e 98 kg para os fantasmas masculinos. A última linha da Tabela 4

apresenta os valores dos índices de massa corporal (BMI, *Body Mass Index*) calculados¹ para homens e mulheres com altura h50. Em seguida, as alturas médias para o 10º e 90º percentil de altura são atribuídas às alturas h10 e h90 de homens e mulheres, apresentadas na primeira e terceira linha da Tabela 4. Para determinar a massa corporal para as alturas h10 e h90 se assumiu que o BMI permanece constante para um determinado percentil de massa, independentemente da estatura. Os métodos e critérios usados para definir a massa corporal e a estatura dos diferentes fantasmas são semelhantes aos apresentados em outros estudos. Uma discussão mais profunda sobre o método aplicado pode ser encontrada no arquivo suplementar do artigo CASSOLA e colaboradores, 2011.

Tabela 4: Estaturas e massas corporais definidas para 18 percentis de homens e mulheres adultas (CASSOLA et al., 2011)

Percentil	FEMINO ADULTO			MASCULINO ADULTO		
	MASSA 10º	MASSA 50º	MASSA 90º	MASSA 10º	MASSA 50º	MASSA 90º
ESTATURA 10º	48,6 kg	58,5 kg	76,7 kg	59,3 kg	71,1 kg	88,2 kg
	155,5 cm	155,5 cm	155,5 cm	167,3 cm	167,3 cm	167,3 cm
	m10_h10	m50_h10	m90_h10	m10_h10	m50_h10	m90_h10
ESTATURA 50º	54 kg	65 kg	85 kg	66 kg	79 kg	98 kg
	163,8 cm	163,8 cm	163,8 cm	176,4 cm	176,4 cm	176,4 cm
	m10_h50	m50_h50	m90_h50	m10_h50	m50_h50	m90_h50
ESTATURA 90º	59,6 kg	71,8 kg	94 kg	73,0 kg	87,5 kg	108,5 kg
	172,2 cm	172,2 cm	172,2 cm	185,6 cm	185,6 cm	185,6 cm
	m10_h90	m50_h90	m90_h90	m10_h90	m50_h90	m90_h90
BMI (kg/m ²)	20,1	24,2	31,7	21,2	25,4	31,5

Além de dados sobre estatura e massa corporal, o programa PeopleSize dispõe de informações sobre parâmetros antropométricos para diferentes medidas de diâmetros e perímetros corporais. Desta forma, valores médios para os parâmetros antropométricos, representados na Figura 13, foram calculados para melhor representar a distribuição da massa corporal dos fantasmas masculinos e femininos com estatura média e massa total correspondendo ao 10º, 50º e 90º percentil.

¹ O BMI é calculado com base na fórmula: $BMI(kg/m^2) = massa/estatura^2$.

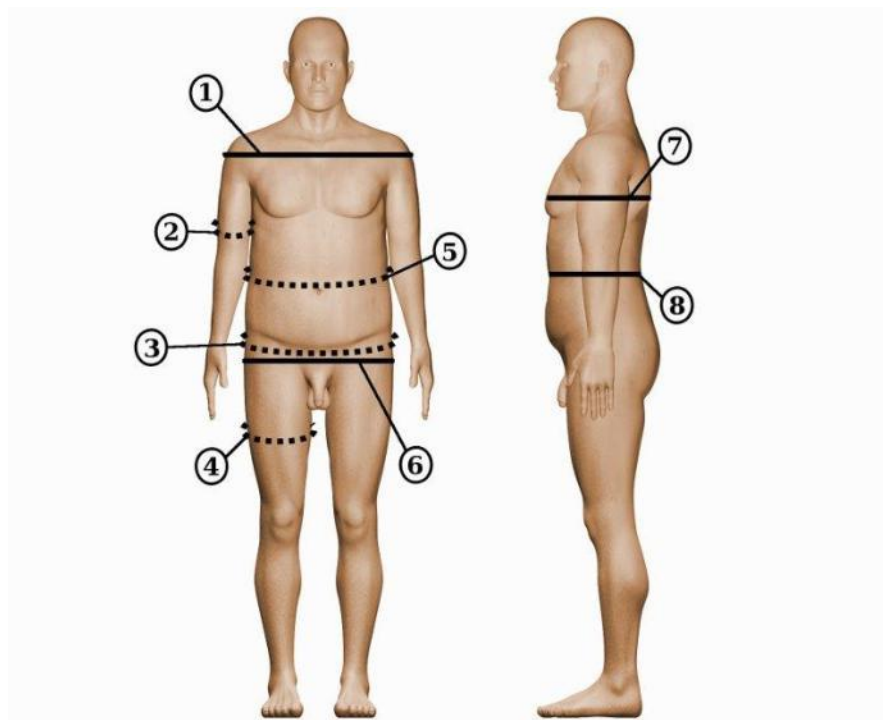


Figura 13: Medidas antropométricas: 1) diâmetro ósseo bi-acromial, 2) perímetro do braço, 3) perímetro do quadril, 4) perímetro da coxa, 5) perímetro do abdome, 6) diâmetro ósseo bi-trocantariano, 7) diâmetro ósseo torácico AP e 8) diâmetro ósseo abdominal AP.

3.1.3.2 Massas de órgãos e tecidos em função da altura

De la Grandmaison e colaboradores (2001) determinaram as massas dos órgãos em 684 autópsias de indivíduos adultos caucasianos e entre outros dados o estudo apresenta uma tabela que correlaciona a massa dos órgãos e a estatura. Usando estes dados, fatores de escala 3D h_{90}/h_{50} e h_{10}/h_{50} para a massa dos órgãos foram calculados para homens e mulheres e estão apresentados na Tabela 5. Estes fatores podem ser aplicados para a modelagem de órgãos em função da altura. Informações sobre a massa do cérebro em função da altura foram encontradas no estudo de Hartmann e colaboradores (1994). Os autores deste estudo investigaram a massa cerebral em função da idade, estatura, gênero e massa corporal. Em relação à estatura se verificou que a massa do cérebro para homens e mulheres adultas se modifica cerca de 4 g por cm de altura.

Tabela 5: Fatores de escala 3D para as massas dos órgãos em função da altura derivados de dados de autópsias (DE LA GRANDMAISON et al., 2001)

Órgão	Homens	Homens	Mulheres	Mulheres
	h90/h50	h10/h50	h90/h50	h10/h50
Coração	1,058	0,956	d.n.d.	d.n.d.
Pulmão direito	1,186	0,986	1,095	0,906
Pulmão esquerdo	1,194	0,949	1,040	0,953
Fígado	1,119	0,889	1,086	0,852
Baço	1,200	0,800	1,151	0,878
Pâncreas	1,028	0,965	1,131	0,910
Rim direito	1,067	0,955	1,080	0,854
Rim esquerdo	1,067	0,945	1,088	0,882
Glândula Tireoide	1,000	1,000	1,111	d.n.d.
Média	1,102	0,938	1,098	0,891

d.n.d. = dado não disponível

Para ambos os gêneros, os fatores de escala derivados das estaturas apresentadas na Tabela 3 foram 0,95 entre h10 e h50 e 1,05 entre h90 e h50 para o eixo ao longo do corpo (eixo z), este valor pode ser usado para calcular fatores de escala nas direções x e y. Para o fígado o fator de escala para as direções x e y é de $\sqrt{1,119/1,05} = 1,03$ para a mudança da altura h50 para a h90, por exemplo. Para o esqueleto e demais órgãos que não estão mencionados na Tabela 5, excluindo o cérebro, foram utilizados os valores médios dos fatores de escala. Para o coração feminino foi usado o mesmo fator de escala do masculino, as massas dos testículos, ovários e glândulas tireoides não foram modificadas.

3.2 Desenvolvimento dos fantasmas

O método empregado para o desenvolvimento dos fantasmas pode ser dividido em duas etapas: modelagem 3D dos fantasmas e edições dos fantasmas *voxelizados*. Na realização destas etapas foram utilizados os seguintes programas:

- MakeHuman 0.9.1 RC1: programa para modelagem de personagem humanóide em 3D baseado em uma única malha poligonal. A modelagem é realizada deformando a malha usando uma interface intuitiva com os comandos: idade/sexo, massa corporal, mamas e formato do corpo (MAKEHUMAN, 2010).

- Blender, versão 2.49a: programa para modelagem, animação e outras aplicações para a criação de conteúdo em 3D, com suporte a modelagem utilizando malha poligonal, curvas Bézier e curvas ou superfícies NURBS (BLENDER, 2010).
- ImageJ: programa para processamento de imagens digitais desenvolvido pelo *National Institute of Health* (IMAGEJ, 2010). No programa é possível incorporar análises e procedimentos personalizados através de recursos adicionais (plugins) baseados em Java e/ou linguagem de macro.

3.2.1 Modelagem da superfície externa dos fantasmas

Para melhor representar a anatomia externa de homens e mulheres adultos foi utilizado o programa de modelagem de personagens humanoides MakeHuman. Como pode ser visto na Figura 14 o programa possui uma interface exclusiva, conhecida como tetra-paramétrica, que permite modelagens rápidas e precisas com apenas quatro botões. Além disto, possui um sistema de pose natural que simula os músculos do corpo humano. Através de ajustes nas quatro opções de deformação foram geradas versões preliminares das superfícies masculinas e femininas dos fantasmas.

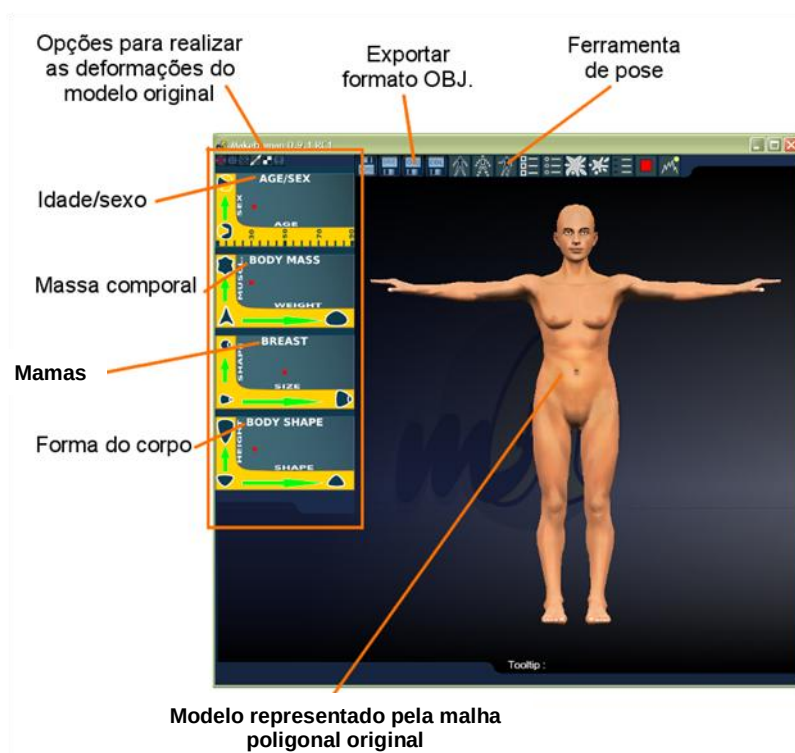


Figura 14: Interface inicial do programa MakeHuman evidenciando seus comandos e o modelo humanoide original

Para a adequação aos parâmetros antropométricos de altura e massa corporal do homem e da mulher de referência, descritos na ICRP 89 (2003), e dos diferentes percentis de altura e massa corporal para população caucasiana, as superfícies geradas foram exportadas para o programa Blender. A Figura 15 apresenta um detalhe da malha poligonal da face do fantoma masculino, importada no programa Blender.

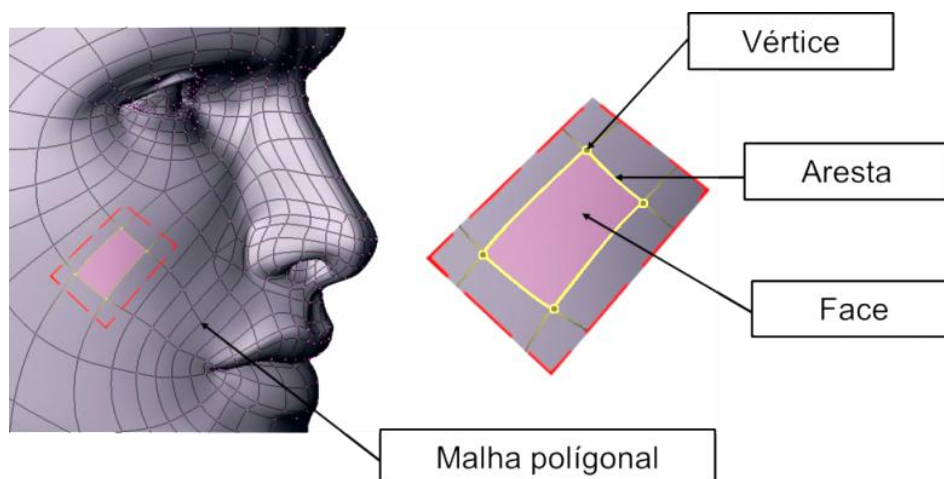


Figura 15: Malha poligonal da face do fantoma masculino, evidenciando seus diferentes componentes.

3.2.2 Adequação da superfície e modelagem dos órgãos internos

Para a adequação da superfície gerada e modelagem dos órgãos internos foi utilizado o programa Blender. O Blender possui uma interface de criação com uma gama ampla de ferramentas essenciais para a criação de conteúdo 3D, incluindo as ferramentas de modelagem, animação, renderização e scripts. A interface do Blender está representada na Figura 16. Inicialmente ela vem dividida em duas áreas: “3D View”, para visualização e edição dos objetos 3D e um “Menu de contexto” que contém diferentes botões que se alternam dependendo do contexto da edição. Por exemplo, existe um menu para materiais, renderização e *scripts*. Esta interface pode ser completamente personalizada através da reorganização e adição de uma ou mais áreas de trabalho.

A Figura 17 apresenta um exemplo de ajustes do perímetro do braço. A edição consiste em selecionar as faces que contornam a região de interesse e em seguida aplicar um fator de escala com edição proporcional. Assim a modificação se estende aos vértices não

selecionados dentro de um raio de influência que pode ser ajustado conforme a necessidade. A edição proporcional é importante para que as modificações realizadas na malha original sejam feitas de forma suave, sem criar caroços ou rugas. Esta operação foi realizada para diferentes perímetros corporais para ajustar o volume total do fantoma com base nos valores determinados na seção 3.1 .

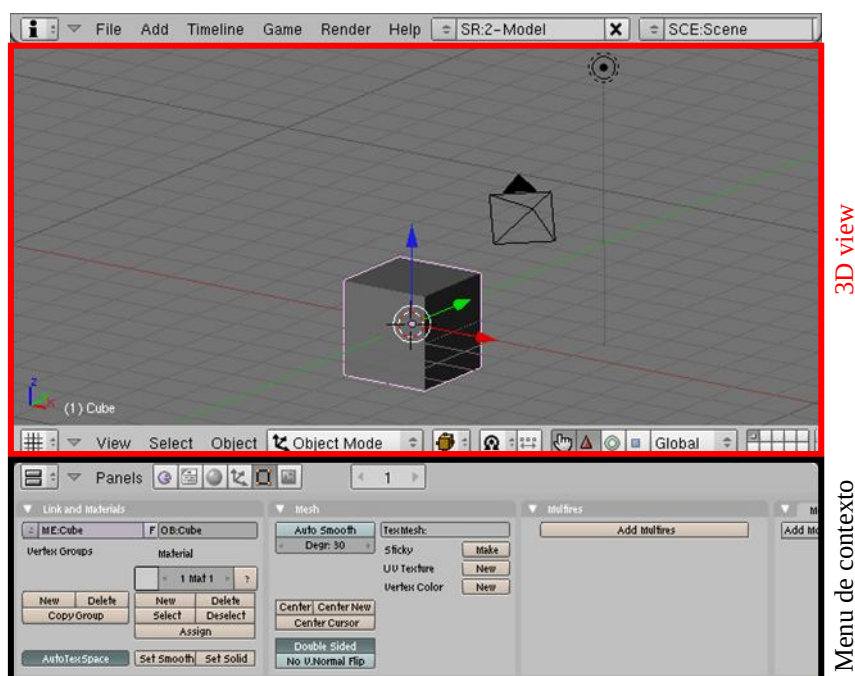


Figura 16: Interface inicial do Blender.

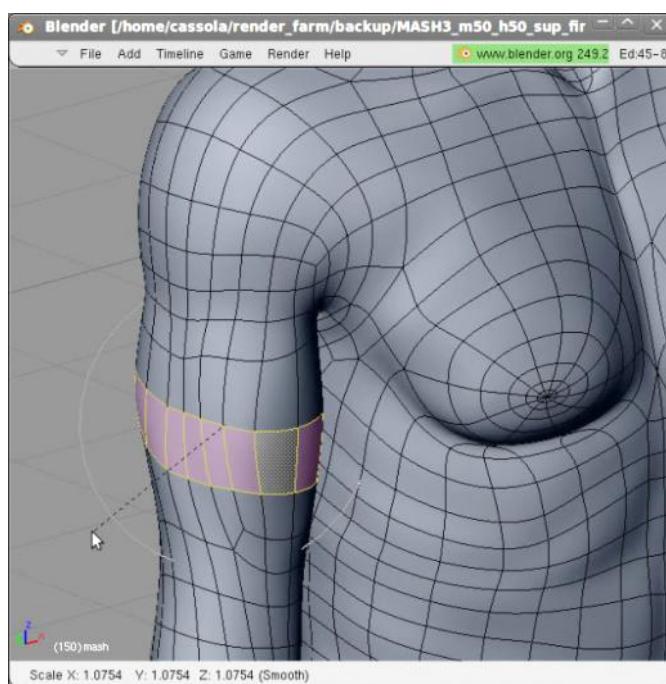


Figura 17: Ajuste do perímetro do braço usando edição proporcional.

A Figura 18 apresenta o modelo original do fígado obtido da internet (Figura 10) e o modelo final com a inclusão da vesícula biliar. O formato do fígado foi ajustado utilizando edições proporcionais para se assemelhar à referência (Figura 9) e o volume foi ajustado. No modelo original foram adicionadas as impressões do rim direito e da vesícula biliar. A vesícula biliar, que não estava presente no modelo original, foi modelada usando as ferramentas de edição do Blender e imagens de referência. Os demais órgãos e tecidos do fantoma foram ajustados e modelados seguindo procedimentos semelhantes aos descritos neste parágrafo.

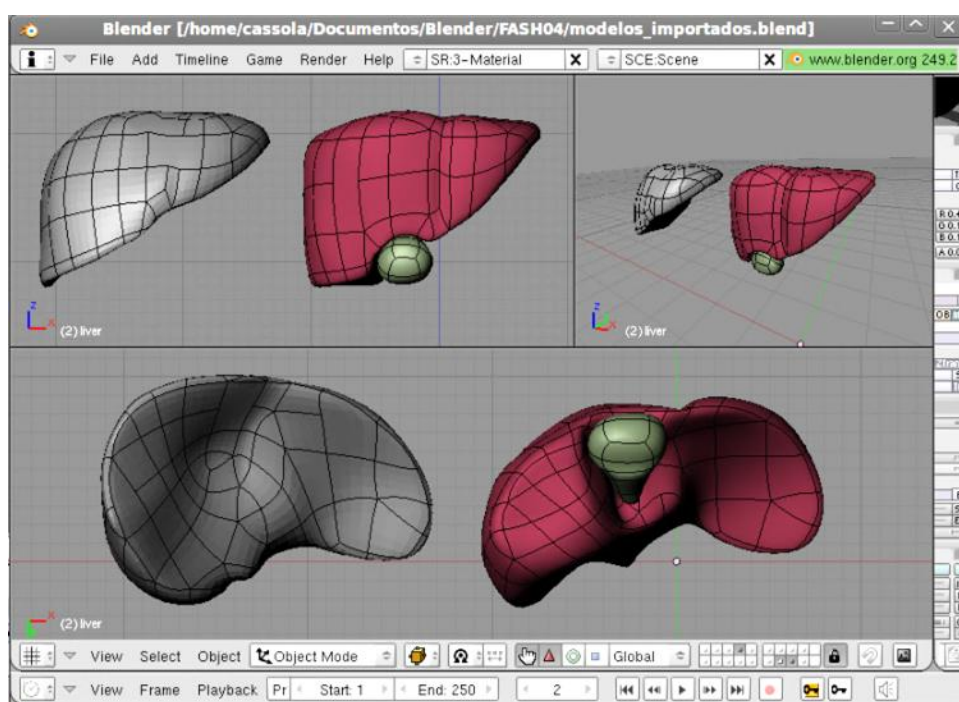


Figura 18: Modelo original do fígado (em cinza) e modelo modificado (em vermelho) com a inclusão da vesícula biliar (em verde).

3.2.3 Voxelização dos Fantomas

A maioria dos programas de cálculo MC utilizados na radioproteção não permite o acoplamento direto de malhas poligonais. Assim, a forma mais eficiente de realizar este acoplamento é a voxelização dos objetos 3D. Na voxelização são geradas imagens tomográficas dos objetos tridimensionais. Desta forma cada objeto deve ser definido de forma que a imagem de seu conteúdo seja representada por um índice identificador próprio.

Para a voxelização das malhas dos objetos que representam a superfície do fantoma bem como órgãos e tecidos internos, foi utilizado o renderizador interno do Blender.

“O termo "renderizar" (do inglês *to render*) vem sendo usado na computação gráfica, significando converter uma série de símbolos gráficos num arquivo visual. (...) Para renderizar uma cena é necessário, entre outras coisas, definir um tipo de textura para os objetos existentes, sua cor, transparência e reflexão, localizar um ou mais pontos de iluminação e um ponto de vista sob o qual os objetos serão visualizados. Ao renderizar, o programa calcula a perspectiva do plano, as sombras e a luz dos objetos.” (<http://pt.wikipedia.org/wiki/Renderização>).

Para cada um dos modelos gerados foi atribuído um material cuja renderização é controlada por um conjunto de nodos que definem a cor e a região que será renderizada. A Figura 19 evidencia uma imagem com a malha poligonal do estômago selecionada. Na lateral direita é possível visualizar os nodos do material M091 atribuído ao volume, cujo objetivo é gerar uma intensidade de cor igual a 91, numa escala de cores que pode variar de zero a 255 (escala 8-bits). Para a voxelização completa dos fantasmas foram utilizados 70 materiais.

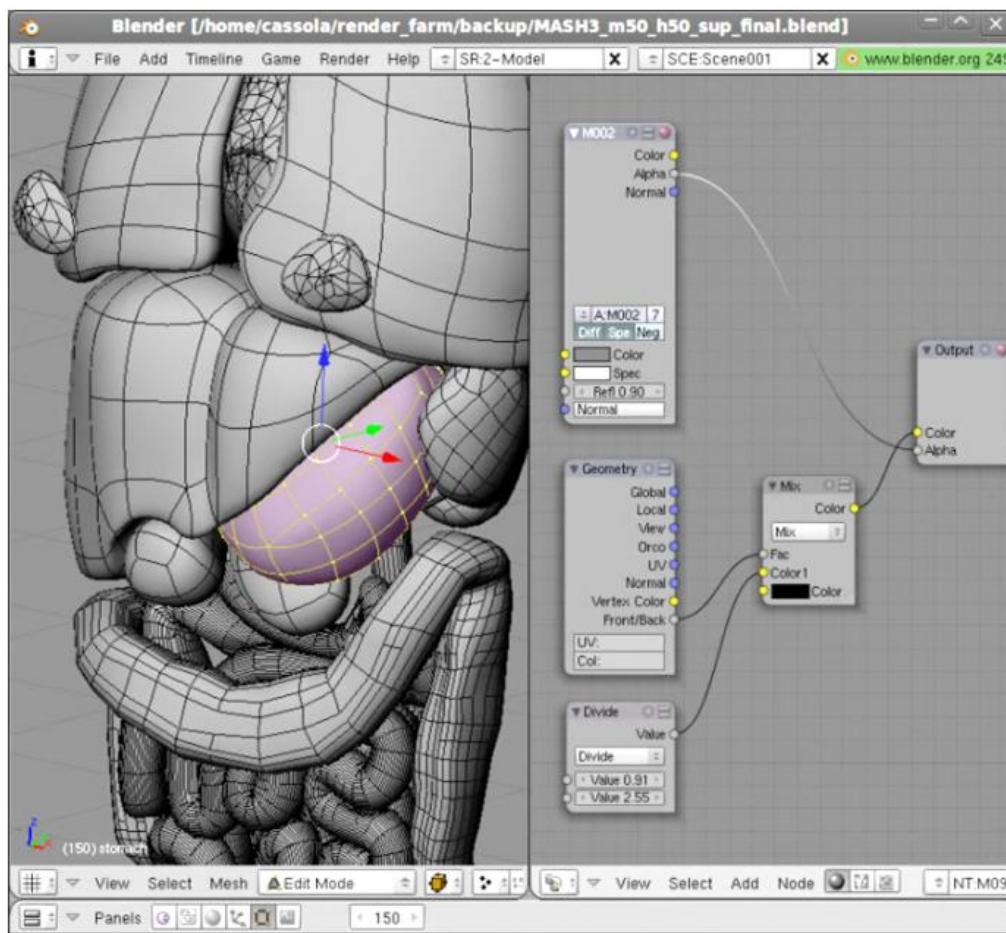


Figura 19: Interface do Blender: malha poligonal do estômago e nodos do material atribuído ao volume.

A Figura 20 apresenta uma imagem da interface do Blender com o plano de “corte” selecionado. A intersecção deste plano com os objetos é que define a imagem renderizada à direita. Todos os objetos são renderizados simultaneamente e a imagem final representa uma fatia coronal do fantoma *mesh*. A imagem da Figura 20 apresenta a sobreposição de nove camadas de objetos. Cada uma destas camadas é renderizada separadamente e depois são sobrepostas, empregando os nodos de composição.

Para fazer a voxelização completa do fantoma, o plano é animado para percorrer o modelo em intervalos regulares ao longo do eixo y e cada frame da animação, representando uma fatia coronal do modelo, é salva numa pasta pré-determinada usando o formato PNG 8-bits (*Portable Network Graphics*).

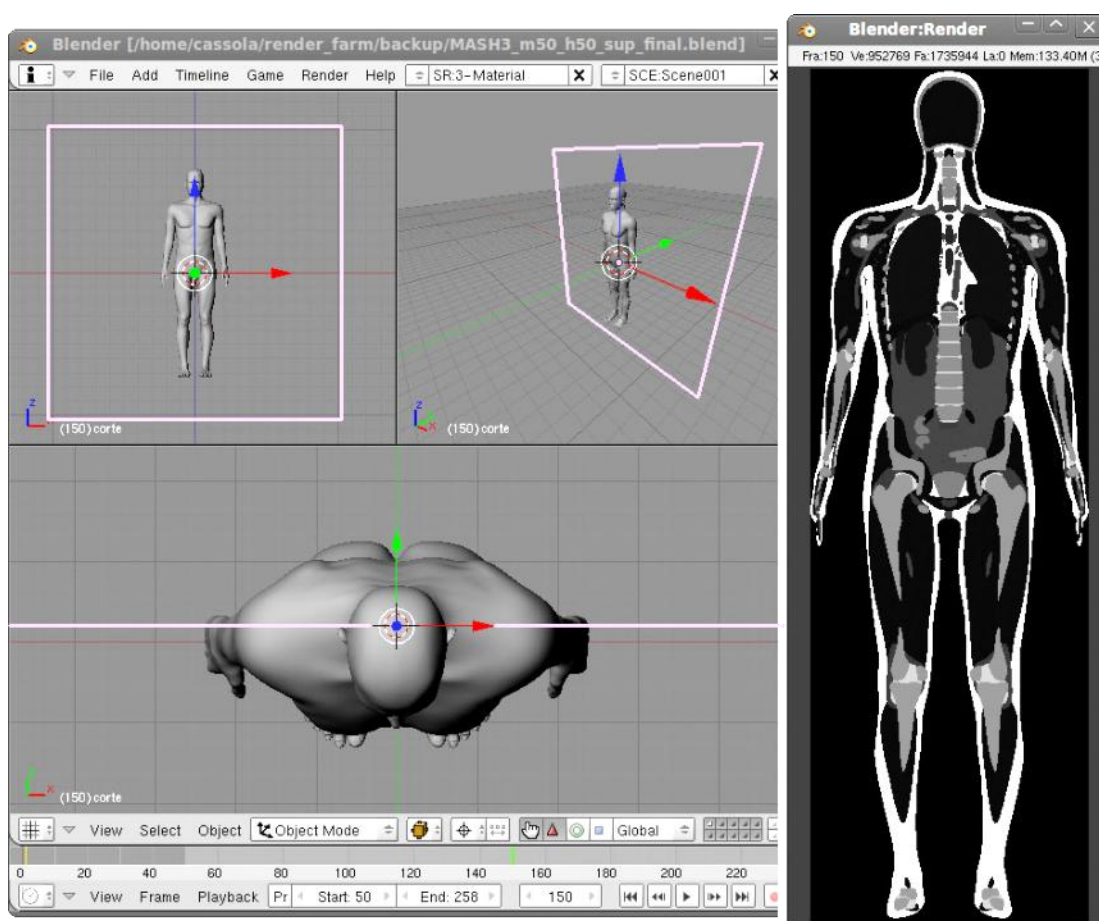


Figura 20: Interface do Blender com o plano de “corte” selecionado e renderização da intersecção do plano com o fantoma MASH.

3.2.4 Ajuste dos volumes e segmentação do fantoma voxelizado

O formato PNG não é prático para o uso nos códigos Monte Carlo, pois os dados são salvos de forma comprimida, o que exige o uso de um algoritmo adequado para descomprimir a informação, e o uso de imagens sequenciais torna o armazenamento complicado devido ao volume de arquivos gerados para um único fantoma. Para contornar estas dificuldades as imagens sequenciais foram convertidas para o formato RAW usando o programa ImageJ. O formato RAW contém a totalidade dos dados das imagens originais sem nenhum tipo de compressão.

Além de converter as imagens em RAW o programa ImageJ, mostrado na Figura 21, foi utilizado como ferramenta para a edição das versões voxelizadas dos fantasmas. O programa e seu código estão disponíveis de forma gratuita sem a necessidade do requerimento de nenhum tipo de licença, além disto, pode ser executado nos sistemas operacionais Linux, Mac OS X e Windows, tanto nas versões 32-bits quanto nas versões 64-bits.

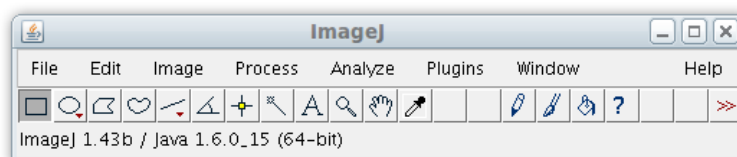


Figura 21: Interface do programa ImageJ.

O programa ImageJ permite automatizar tarefas e criar ferramentas personalizadas usando macros. O código de macro pode ser gerado usando um gravador de comandos e/ou um editor de texto interno. As funcionalidades do programa também podem ser estendidas através do desenvolvimento de *plugins* usando o editor de texto interno do ImageJ e o compilador Java. Mais de 500 *plugins* estão disponíveis para serem baixados no site do programa ImageJ (IMAGEJ, 2010).

O ImageJ contém ferramentas de análises que podem ser utilizadas para medir áreas, perímetros e comprimentos usando unidades de medição do mundo real. Além de gerar histogramas, gráficos de perfis e visualizações tridimensionais de imagens tomográficas, o programa permite manipular imagens individuais ou pilhas de imagens, tornando-o ideal para gerar aplicações específicas para a manipulação dos dados que formam os fantasmas tomográficos.

A Figura 22 evidencia o menu “FantomasJ” com os *plugins* desenvolvidos para automatizar os ajustes das versões voxelizadas dos fantasmas bem como coletar informações dos objetos segmentados. As funcionalidades implementadas no menu FantomasJ foram:

- Trocar IDs: trocar o valor de um índice identificador;
- Ajuste Volume: ajusta o volume de um objeto segmentado, permite selecionar quais IDs podem ser sobrepostos ao aumentar o volume, ou ainda qual ID deve ser inserido no momento em que um volume é reduzido;
- Histograma específico: simples histograma de um determinado ID que pode ser selecionado com o auxílio do mouse,
- Gerar Informações: gera informações detalhadas dos objetos segmentados: volume total, coordenadas do paralelepípedo que define os limites do volume e o centro de massa;
- Inserir Pele: converte em pele o primeiro *voxel* que tiver um vizinho com índice 0 (zero). Neste *plugin* é possível definir em quais IDs este critério não deve ser aplicado.
- Trocar Borda: troca os valores dos IDs de um determinado objeto segmentado com base nos vizinhos dos *voxels* localizados na periferia do volume.

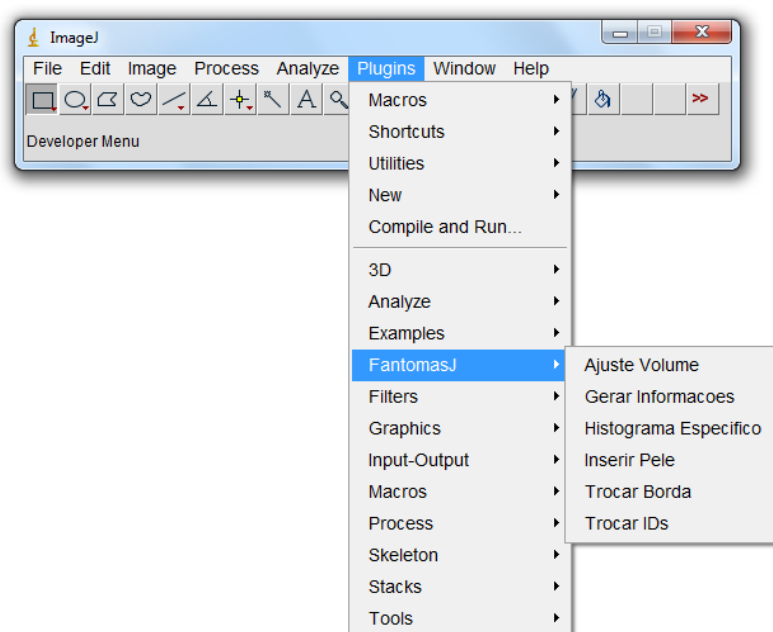


Figura 22: Menu FantomasJ com as ferramentas implementadas no programa ImageJ para ajustes dos fantasmas voxelizados.

3.3 Código Monte Carlo EGSnrc

Os fantasmas voxelizados foram conectados à versão mais recente do código Monte Carlo (MC) EGSnrc (atualmente V4-2.3.1) disponível na página <http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/>. O EGSnrc é um dos melhores códigos MC disponíveis para o transporte de fótons e elétrons, para energias que podem variar de 1 keV até algumas centenas de giga eletrons-volt.

A voxelização dos fantasmas é necessária, primeiramente porque o código EGSnrc não possui a conexão direta de fantasmas descritos por malhas poligonais, mas também porque o uso de imagens μ CT de ossos trabeculares para a dosimetria no esqueleto requer o uso de fantasmas voxelizados. Desta forma, além da voxelização dos órgãos e tecidos o esqueleto dos fantasmas, na versão voxel, foi segmentado em osso cortical, esponjosa, cavidades medulares e cartilagem para permitir o uso de imagens μ CT do osso trabecular para dosimetria no esqueleto.

O código MC EGSnrc simula o transporte de partículas de radiação ionizante em meios arbitrários. No entanto, para resolver um determinado problema dosimétrico, o usuários devem escrever um *user code* (código usuário) para “explicar” ao EGSnrc o que o código tem que fazer: a escolha do tipo de partícula a ser transportada, os meios (densidade e composição) a serem usados, os limites da geometria, as energias de corte, etc. Para os cálculos realizados neste trabalho se utilizou dois *user codes* diferentes: o primeiro, para exposições externas de corpo inteiro, conecta os fantasmas ao EGSnrc e calcula doses absorvidas normalizadas por Kerma no ar livre no centro do fantoma, uma das grandezas mensuráveis na proteção radiológica ocupacional; o segundo *user code*, para exposições externas do radiodiagnóstico, conecta os fantasmas ao EGSnrc e calcula doses absorvidas normalizadas por Kerma no ar incidente (INAK), Kerma no ar na superfície (ESAK) e o produto Kerma no ar vezes a área do campo (AKAP), três grandezas mensuráveis usadas na radiologia convencional. Para as simulações no radiodiagnóstico foi utilizada também a interface online do programa Caldose_X (www.caldose.org).

4 RESULTADOS

Parte dos resultados apresentados constituem transcrições e traduções dos artigos publicados por CASSOLA e colaboradores (2010a, b, c, d, 2011) e KRAMER e colaboradores (2010).

4.1 Fantomas FASH/MASH, posição em pé

4.1.1 Superfície do fantoma (Pele)

Utilizando o programa MakeHuman, o desenvolvimento da superfície tridimensional dos fantasmas iniciou com o modelo original (Figura 14). Alterando os diferentes controles Idade/Sexo, massa corporal, mamas e forma do corpo, foram geradas as superfícies preliminares do fantoma feminino FASH (*Female Adult meSH*) e masculino MASH (*Male Adult meSH*), apresentados na Figura 23.

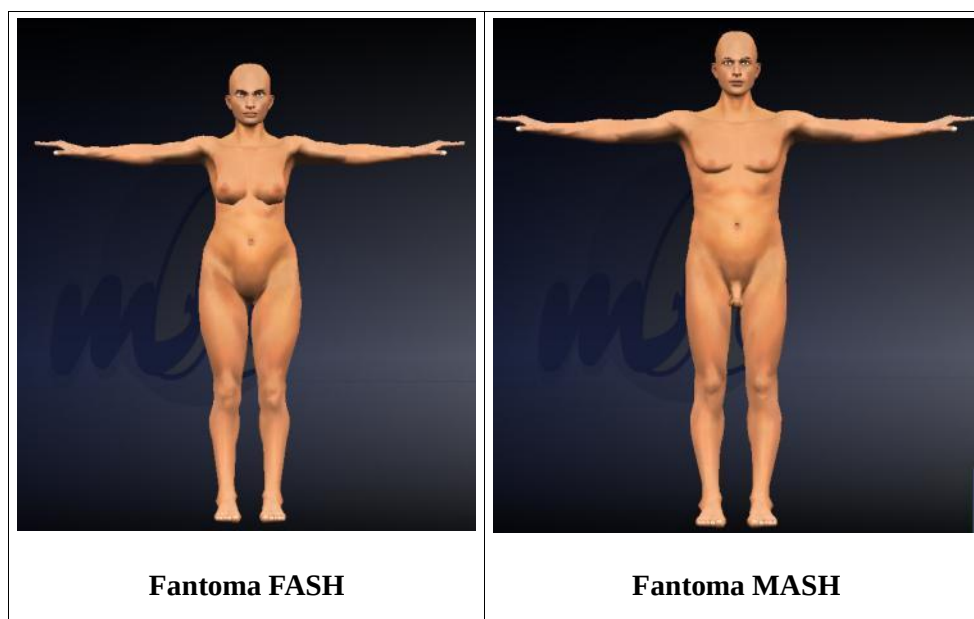


Figura 23: Versões preliminares das superfícies dos fantasmas FASH e MASH, programa MakeHuman (CASSOLA et al., 2010a).

Em seguida, os braços foram posicionados ao longo do corpo e as duas superfícies foram exportadas no formato OBJ para o programa Blender, para permitir edições com maior

grau de liberdade da malha poligonal. As superfícies dos modelos feminino e masculino geradas por meio do programa MakeHuman e importadas para o programa Blender podem ser visualizadas na Figura 24.

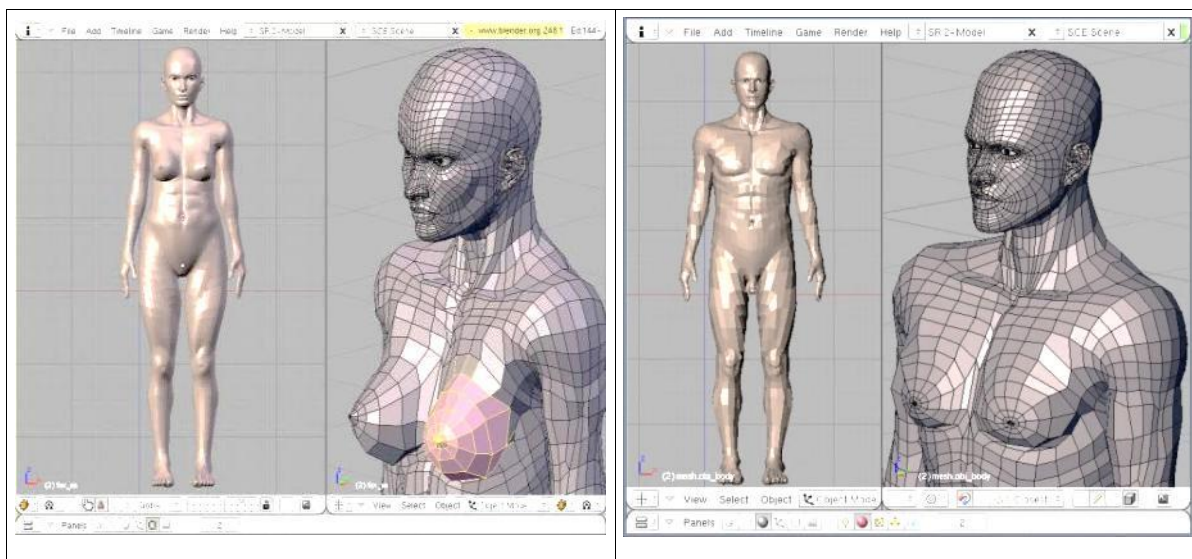


Figura 24: Mesh dos modelos importados no Blender para a construção dos fantasmas FASH e MASH (CASSOLA et al., 2010a,b).

As Figuras 25 e 26 apresentam as superfícies 3D dos fantasmas tomográficos FAX06 e MAX06, os fantasmas *mesh* FASH e MASH e suas respectivas versões voxelizadas. Se comparar as formas naturais do corpo dos fantasmas *mesh*, os fantasmas FAX06 e MAX06 aparentam ser apenas maquetes primitivas do corpo humano. Não há orelhas, a modelagem rudimentar da face e das mamas femininas, tronco exagerado e ombros que lembram jogadores de futebol americano são algumas das deficiências que chamam a atenção nos fantasmas MAX06 e FAX06. Embora a voxelização da malha dos fantasmas reduza a suavidade do corpo, as figuras demonstram que melhorias em relação à descrição de estruturas menores como orelhas, nariz, lábios, etc., são mantidas nas versões voxelizadas.

O propósito deste estudo não é somente melhorar a aparência da superfície do corpo. Em exposições externas à radiação a forma do corpo, ou seja, a distribuição dos músculos e tecido adiposo pode ter uma influência significativa sobre a dose absorvida em órgãos e tecidos.

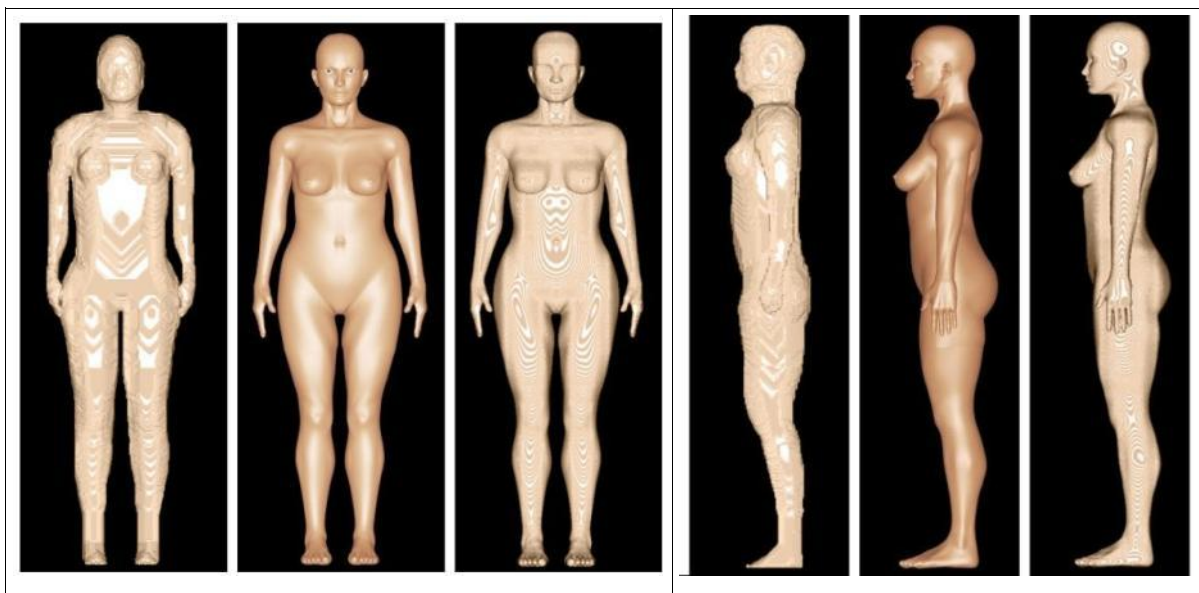


Figura 25: Visão frontal e lateral dos fantasmas FAX06, FASH versão *mesh* e FASH versão voxelizada (CASSOLA et al., 2010a).

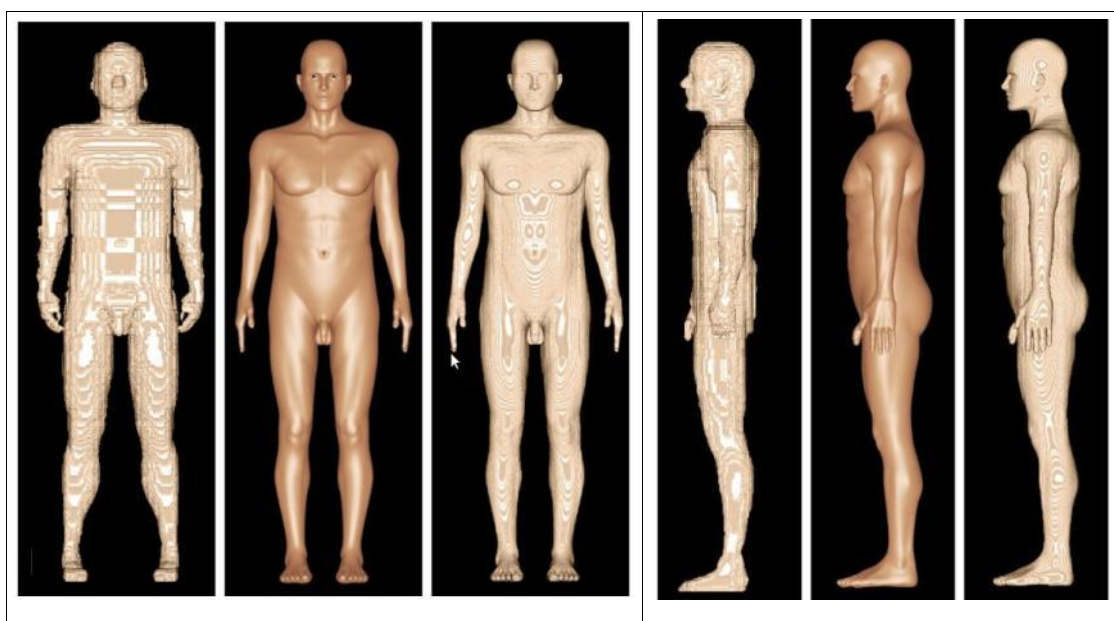


Figura 26: Visão frontal e lateral dos fantasmas MAX06, MASH versão *mesh* e MASH versão voxelizada (CASSOLA et al., 2010a).

4.1.2 O esqueleto

O modelo de esqueleto (Figura 8) foi revisado com base em imagens anatômicas para incluir estruturas que não estavam presentes no modelo original, como o osso hioide, além de realizar melhoramentos anatômicos dos ossos do crânio, como a adição dos seios paranasais. As dimensões do modelo foram ajustadas para corresponder às dimensões e posição do fantoma, conforme pode ser observado na Figura 27.



Figura 27: Superfície e esqueleto dos fantasmas FASH (esquerda) e MASH (direita).

Além do volume e do formato, diferenças particulares entre os esqueletos masculino e feminino também foram levadas em consideração. Por exemplo, a pelve foi ajustada de forma diferente nos fantasmas masculino e feminino, conforme ilustradas na Figura 28.

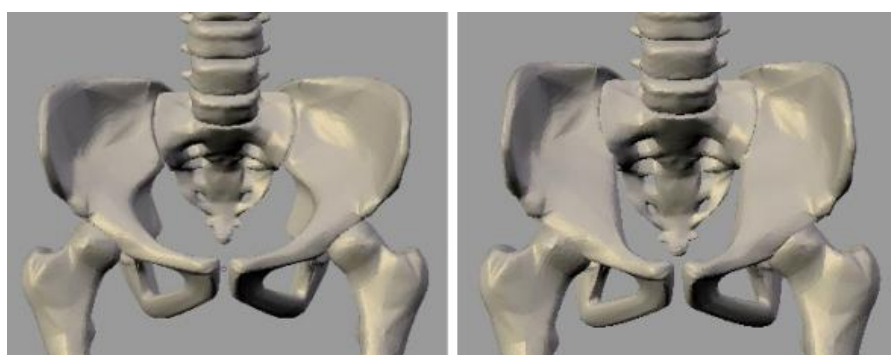


Figura 28: Visualização da pelve feminina (esquerda) e pelve masculina (direita) (CASSOLA et al., 2010a).

As Figuras 29 e 30 apresentam versões dos esqueletos dos fantasmas tomográficos MAX06 e FAX06, em conjuntos com as versões *mesh* e voxelizada dos fantasmas FASH e MASH. As diferenças, entre os esqueletos dos fantasmas 06 e os fantasmas atuais, são óbvias. A pelve é menor e apresenta um formato semelhante entre os fantasmas masculino e feminino;

a coluna cervical não apresenta nenhuma curvatura; partes das vértebras, das costelas, o osso externo e ossos da mão não foram segmentados e as mandíbulas também são menores nos fantasmas 06. Adicionalmente, é possível observar nas imagens que a voxelização do esqueleto utilizando *voxels* cúbicos com resolução de 1,2 mm de aresta é suficiente para preservar todos os detalhes necessários nas versões voxelizadas do esqueleto *mesh*.

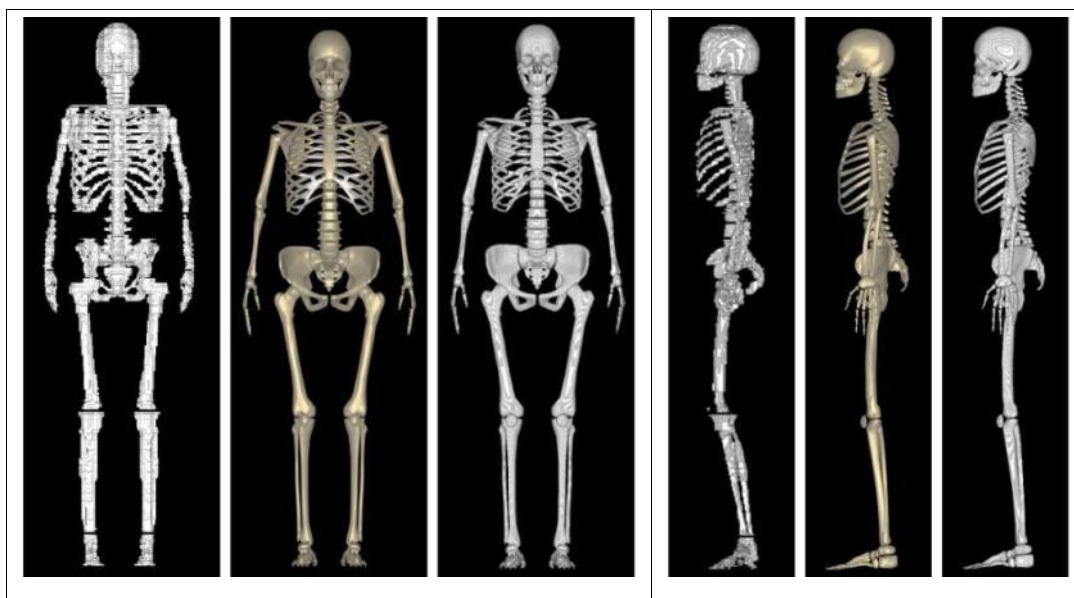


Figura 29: Visão frontal e lateral dos esqueletos dos fantasmas FAX06, FASH versão *mesh* e FASH versão voxelizada (CASSOLA et al., 2010a).

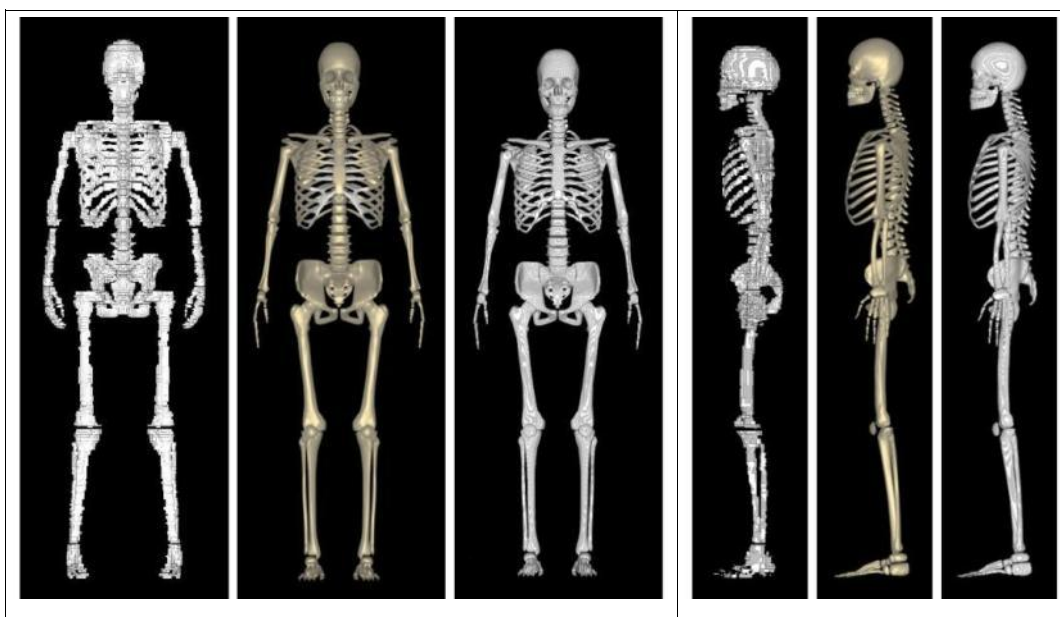


Figura 30: Visão frontal e lateral dos esqueletos dos fantasmas MAX06, MASH versão *mesh* e MASH versão voxelizada (CASSOLA et al., 2010a).

Por meio dos *plugins* desenvolvidos para o programa ImageJ, as versões *voxelizadas* dos esqueletos dos fantasmas MASH e FASH foram segmentadas em osso cortical e

esponjoso. Nos ossos longos dos braços e pernas foram segmentadas as cavidades medulares, conforme ilustrado na Figura 31. A Tabela 6 e a Tabela 7 apresentam os volumes teóricos dos tecidos do esqueleto calculados com base na ICRP89 (2003) e ICRP70 (1995) e os volumes atualmente segmentados nos fantasmas MASH e FASH. Os números destacados representam os volumes com desvio maior que 10% em relação aos valores calculados com base nos dados da ICRP.

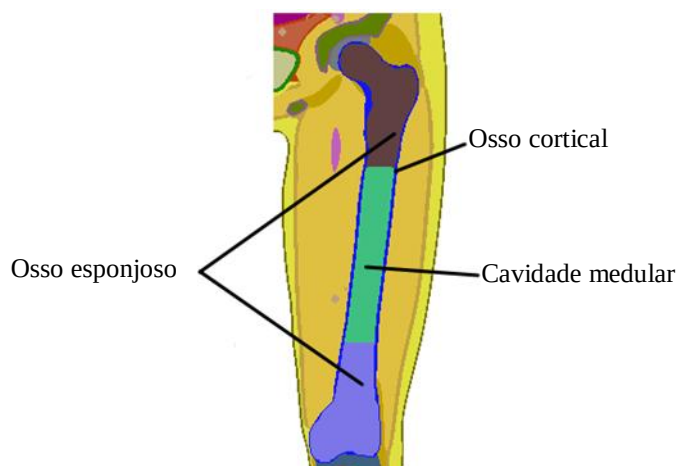


Figura 31: Exemplo de segmentação do fêmur em osso cortical, esponjoso e cavidade medular.

Tabela 6: Volumes do esqueleto feminino, calculados teoricamente e segmentados no fantoma FASH.

	ICRP-teórico	FASH	ICRP-teórico	FASH	ICRP-teórico	FASH
Região do Esqueleto	Osso Cortical (cm ³)	Osso Cortical (cm ³)	Osso Esponjoso (cm ³)	Osso Esponjoso (cm ³)	Cavidade medular (cm ³)	Cavidade medular (cm ³)
Mãos	61,1	61,2	41,3	41,3		
Radio e Ulna	56,8	56,8	60	60	38,4	38,4
Úmero	51,2	51,2	150,3	150,3	57,6	57,6
Costelas	83,9	131,1	206,3	162,2		
Esterno	20,1	20,1	40	40		
Escapulas	63,6	63,6	68,5	68,6		
Clavículas	12,7	12,6	22	22		
Vértebras Cervicais	19,7	26,2	107,9	85,7		
Vértebras Torácicas	38,9	61,1	317,7	292,4		
Vértebras Lombares	47,2	46,8	245,2	244,5		
Sacro	45,3	45,3	138,7	138,7		
Crânio	308,3	308,3	191	191		
Mandíbula	30,7	30,7	20	20		
Pelve	180,1	180,1	338,5	338,5		
Fêmures	156,8	156,8	505,1	505,1	198,3	198,3
Patelas	11,7	11,6	14,5	14,5		
Tíbias e Fíbulas	198	198	230,5	230,5	132,2	132,2
Pés	181,8	181,8	99,8	99,8		
Volume Total	1567,8	1643,3	2797,5	2705,1	426,5	426,5

Tabela 7: Volumes do esqueleto masculino, calculados teoricamente e segmentados no fantoma MASH.

	ICRP-teórico	MASH	ICRP-teórico	MASH	ICRP estimado	MASH
Região do Esqueleto	Osso Cortical (cm ³)	Osso Cortical (cm ³)	Osso Esponjoso (cm ³)	Osso Esponjoso (cm ³)	Cavidade medular (cm ³)	Cavidade medular (cm ³)
Mãos	79,7	79,7	54,7	54,8		
Radio e Ulna	86,5	86,5	93,8	93,8	59	59
Úmero	86	86	214,7	214,8	89,9	89,9
Costelas	183,9	183,9	273	273		
Esterno	28,8	28,8	52,2	52,2		
Escapulas	120,4	120,4	91,4	91,4		
Clavículas	22,4	22,4	29	29		
Vértebras Cervicais	23,9	32,4	134,8	124		
Vértebras Torácicas	47,7	64,9	404,5	386,3		
Vértebras Lombares	58,1	58,1	312,5	312,5		
Sacro	65,1	65,1	182,3	182,3		
Crânio	422,2	422,2	249,4	249,4		
Mandíbula	42,5	42,5	26,2	26,2		
Pelve	259,9	259,9	443,1	443,1		
Fêmures	197,7	197,7	667,1	667,2	277,4	277,4
Patelas	19,1	19,1	22	22		
Tíbias e Fíbulas	241	241	321,5	321,4	184,8	184,8
Pés	221,3	221,3	143,9	145,1		
Volume Total	2206	2231,9	3715,9	3688,5	611,1	611,1

Na segmentação dos ossos com base nos dados da ICRP foi assumido o critério que todo osso esponjoso deveria estar recoberto por pelo menos um *voxel* de osso cortical, para evitar o surgimento de “buracos” no osso cortical. Ao assumir este critério existe uma dificuldade em ajustar todos os volumes segmentados aos valores da ICRP, especialmente no caso das vértebras e costelas, porque os dados da ICRP são provenientes de muitos estudos diferentes, ou seja, eles não representam dados coerentes de um esqueleto masculino ou feminino, por exemplo. Esta limitação já foi discutida em um trabalho anterior (KRAMER et al., 2006b) e outros autores enfrentaram o mesmo problema (ZANKL et al., 2007).

4.1.3 Órgãos dos fantasmas

É recomendado que órgãos e tecidos vizinhos sejam ajustados simultaneamente para manter suas posições relativas anatomicamente corretas. Por esta razão eles foram divididos em quatro regiões: cabeça, pescoço e tórax, abdome superior e abdome inferior.

4.1.3.1 Região da cabeça

Inicialmente, o cérebro foi ajustado para preencher toda a cavidade central do crânio. Os outros órgãos, tais como, glândulas salivares, olhos, língua, cavidade nasal, laringe e faringe foram modelados usando a técnica de subdivisão e a ferramenta de escultura digital do programa Blender. A Figura 32 evidencia os órgãos da região da cabeça, que diferem entre os fantasmas masculino e feminino somente no volume das estruturas.

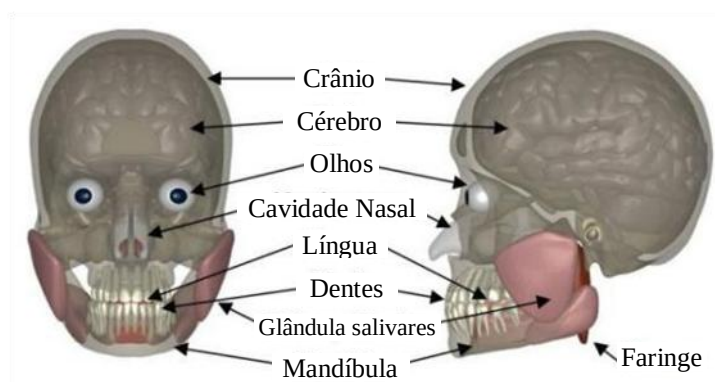


Figura 32: Região da cabeça (CASSOLA et al., 2010a)

4.1.3.2 Região do pescoço e tórax

Para a modelagem desta região, a parede do coração foi descrita por um modelo obtido da internet (Figura 10), enquanto os átrios e ventrículos foram desenvolvidos com base em um estudo realizado pelo *Institute for Computational Engineering and Sciences* e o *Department of Computer Sciences* da Universidade do Texas (HEART MODELING, 2010). A traqueia e o esôfago foram modelados usando curvas Bézier e modelagem poligonal. Os pulmões foram ajustados para ficarem contidos no interior da cavidade torácica, sendo que volume do pulmão direito foi ajustado para ser 15% maior do que o do pulmão esquerdo (ICRP, 2003). A Figura 33 apresenta os órgãos modelados para o fantoma masculino. O fantoma feminino apresenta os mesmos órgãos, diferenciando apenas no volume e, além disto, apresenta um modelo específico para representar o tecido glandular das mamas, como pode ser observado na Figura 34.

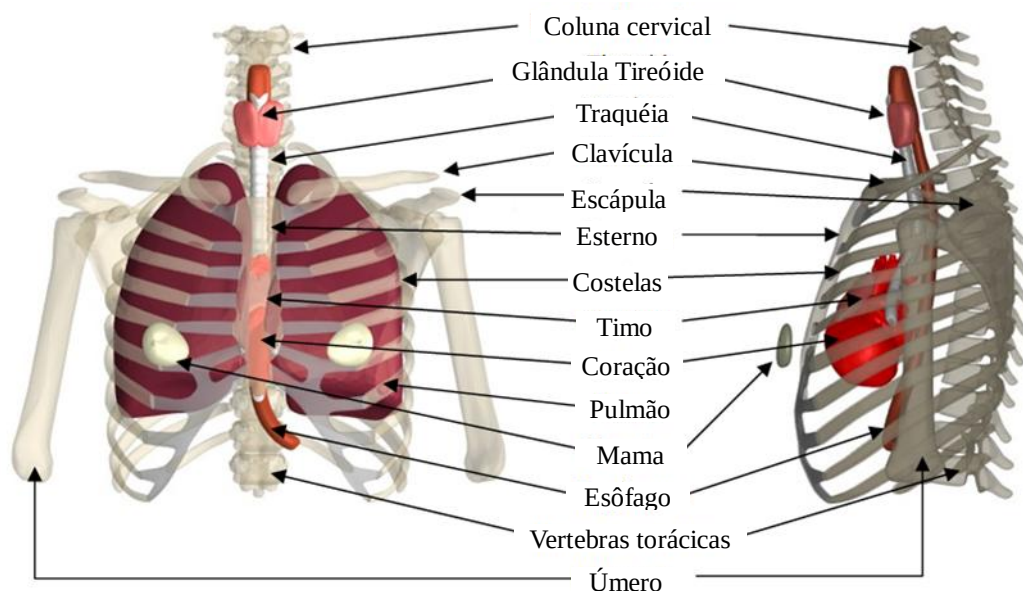


Figura 33: Região do pescoço e tórax, fantoma masculino (CASSOLA et al., 2010a).

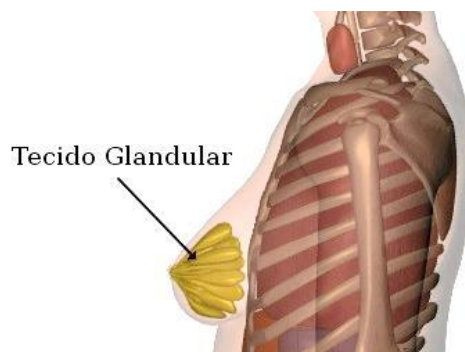


Figura 34: Tecido glandular da mama, fantoma feminino.

4.1.3.3 Região abdominal superior

Para a região abdominal superior os órgãos, fígado, estômago e rins foram baseados nos modelos obtidos da internet e que estão apresentados na Figura 6. Os demais órgãos foram construídos no Blender, utilizando técnicas de modelagem 3D. O conjunto de órgãos é o mesmo para os fantasmas masculino e feminino, diferindo apenas no volume. Eles estão apresentados na Figura 35.

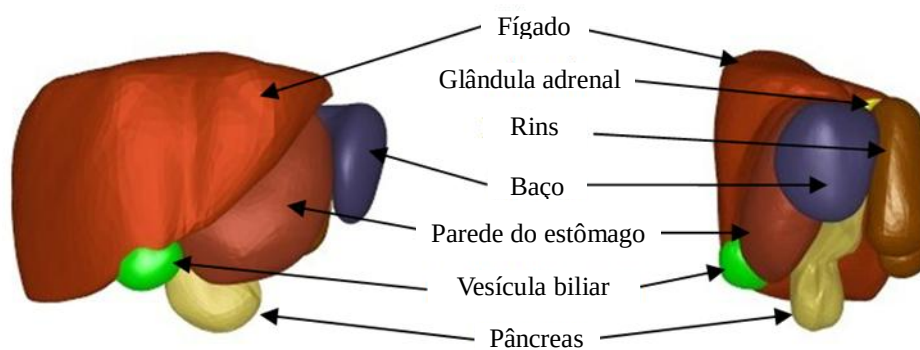


Figura 35: Região abdominal superior (CASSOLA et al., 2010a)

4.1.3.4 Região abdominal inferior

Nesta região, homens e mulheres possuem conjuntos de órgãos diferentes. A Figura 36 evidencia os órgãos localizados na porção inferior do abdome feminino, ovários, útero, bexiga, intestino grosso e delgado. A Figura 37 apresenta os órgãos para a versão masculina, próstata, pênis, testículos e os órgãos comuns com a versão feminina, bexiga, intestino grosso e delgado. Os intestinos grosso e delgado foram desenvolvidos usando curvas Bézier, enquanto os demais órgãos foram descritos usando os modelos apresentados na Figura 6 e modelados usando a técnica de subdivisão.

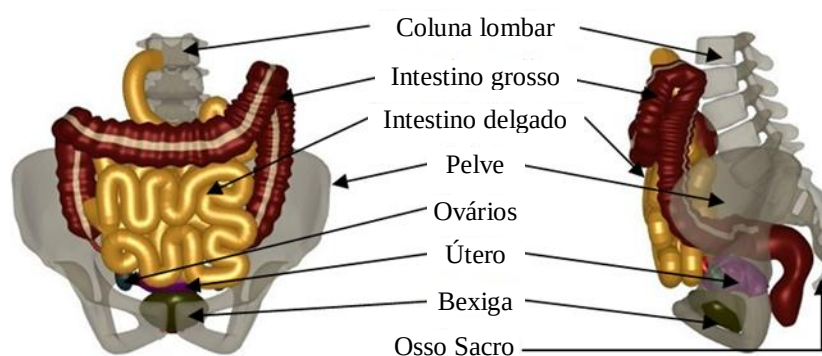


Figura 36: Região abdominal inferior, órgãos femininos (CASSOLA et al., 2010a).

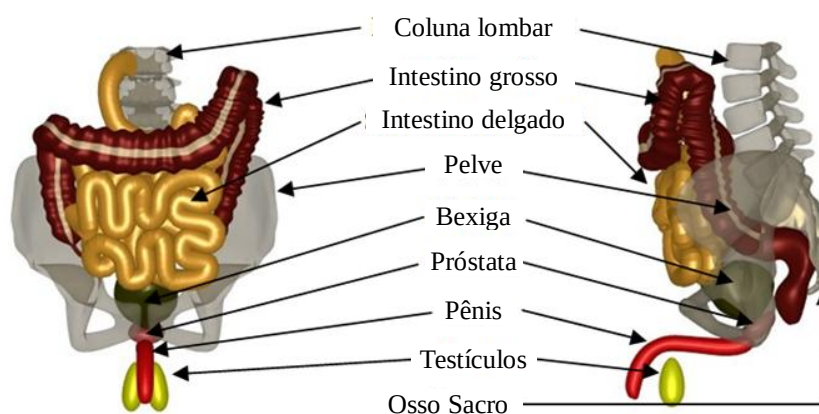


Figura 37: Região abdominal inferior, órgãos masculinos (CASSOLA et al., 2010a)

4.1.3.5 Conjunto voxelizado dos órgãos

Os modelos *mesh* foram voxelizados usando o próprio programa Blender. Utilizando os *plugins* desenvolvidos para o programa ImageJ foi realizada a diferenciação entre a parede e o conteúdo da vesícula biliar, estômago, bexiga e intestino grosso que na etapa *mesh* são representados por um volume sólido, o intestino delgado foi o único órgão que teve o conteúdo modelado e voxelizado. Todos os volumes foram ajustados para corresponderem aos especificados pela ICRP89 (2003). As Figuras 38 e 39 mostram, respectivamente, as versões *mesh* e voxelizada dos órgãos dos fantasmas FASH e MASH. Esta comparação demonstra que a resolução de *voxels* cúbicos de 1,2 mm é suficientemente pequena para manter todos os detalhes anatômicos nas versões voxelizadas.

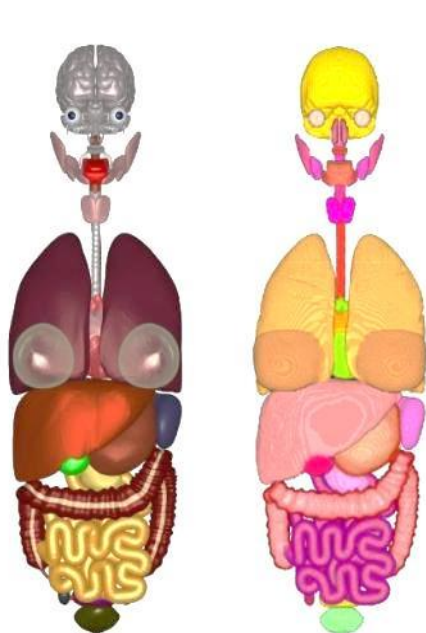


Figura 38: Conjunto de órgãos femininos: versão *mesh* (esquerda) e voxelizada (direita) (CASSOLA et al., 2010a).

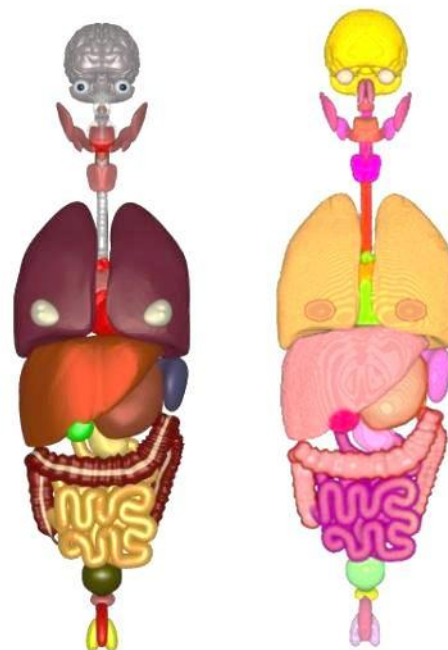


Figura 39: Conjunto de órgãos masculinos: versão *mesh* (esquerda) e voxelizada (direita) (CASSOLA et al., 2010a).

4.1.4 Tecidos remanescentes

4.1.4.1 Linfonodos

Os linfonodos foram desenvolvidos usando a ferramenta *DupliVert* do programa Blender.

Duplivert “é uma contração de *Duplication of Vertices*, significando a duplicação de um objeto base na localização dos vértices de uma malha. Em outras palavras, quando se utiliza DupliVerts em uma malha, uma instância do objeto base é colocado em cada vértice da malha” (<http://wiki.blender.org/index.php/Doc:BR/Manual/Modeling/Objects/Duplication/DupliVerts>)

Na Figura 40 estão representadas as versões *mesh* e voxelizada dos linfonodos para o fantoma MASH. A modelagem foi realizada de forma a representar as regiões com maior acúmulo de linfonodos, as regiões das axilas, pescoço, estômago, intestinos delgado e grosso, pelve e nas regiões próximas às articulações do cotovelo e joelho.

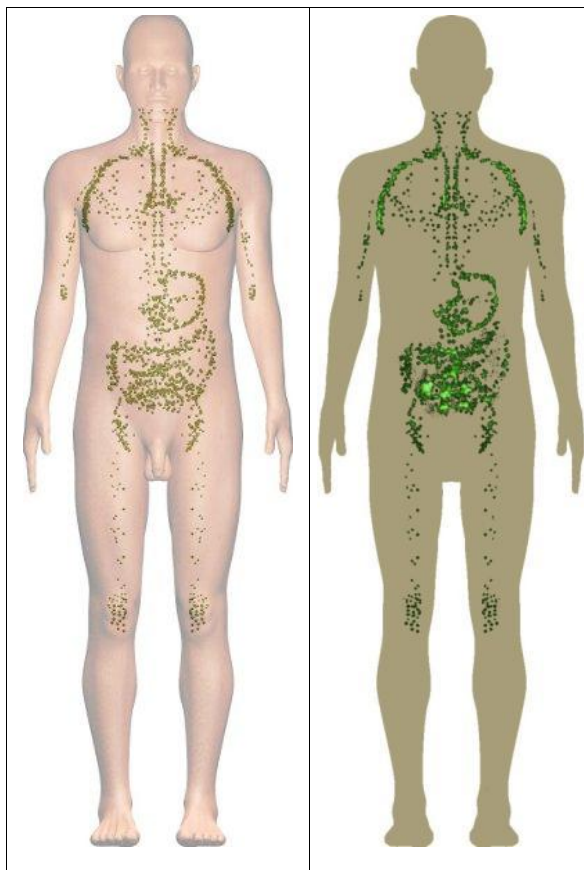


Figura 40: Modelo *mesh* e modelo voxelizado dos linfonodos do fantoma MASH.

4.1.4.2 Tecido muscular e adiposo

Os músculos foram divididos em três regiões, cabeça, tronco+membros superiores e pelve+membros inferiores, conforme evidenciado na Figura 41.

O tecido adiposo foi definido como sendo o volume remanescente no fantoma voxelizado após o ajuste do volume de todos os outros tecidos e órgãos.

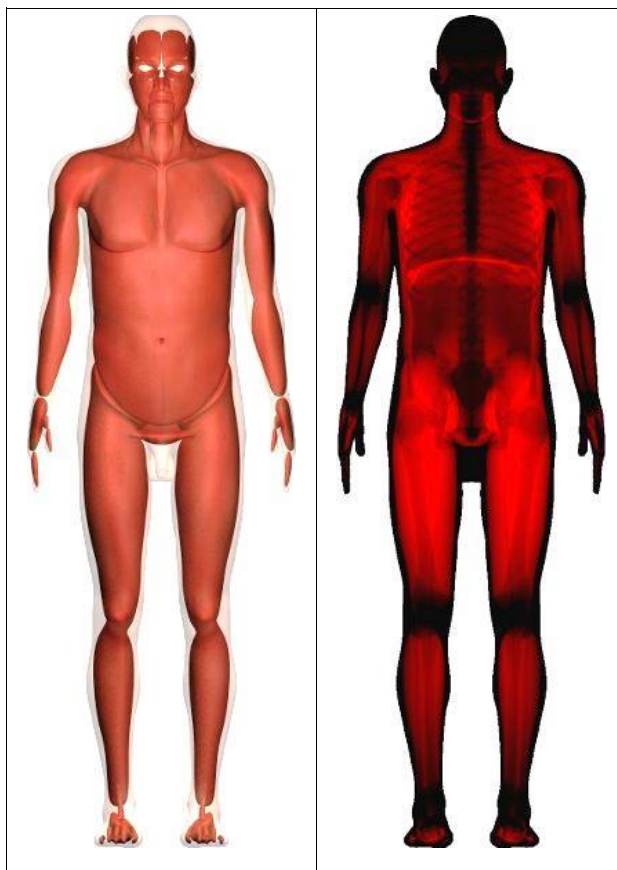


Figura 41: Tecido muscular versão *mesh* e *voxelizada* do fantoma MASH.

4.1.5 Fantomas voxelizados FASH e MASH

A Tabela 8 apresenta os valores das massas dos órgãos e tecidos das versões voxelizadas dos fantomas MASH e FASH, em conjunto com as massas de referência definidas pela ICRP89 (2003). Também é apresentada uma coluna contendo a diferença percentual entre os fantomas FASH e MASH e os valores da ICRP89. Para todos os órgãos e tecidos, as diferenças entre as massas são inferiores a 0,4%, com duas exceções: a massa do esqueleto e a massa dos linfonodos.

As diferenças nos esqueletos são aproximadamente 5%, porque a massa total do esqueleto definida pela ICRP89 contém certa quantidade de cartilagem não relacionada ao esqueleto (nariz, orelhas, etc.). Este tipo de cartilagem não foi levado em consideração nos cálculos das massas do esqueleto do fantomas MASH e FASH.

Uma consideração similar pode ser feita para o caso dos linfonodos, parte dele está localizada na medula óssea e recobrimdo diversos órgãos e tecidos como é o caso das vísceras do abdome. Desta forma, foi considerado ser apropriado segmentar apenas 50% do volume

total dos linfonodos distribuídos nas regiões que possuem o seu maior volume. Este procedimento foi aplicado para a segmentação dos fantasmas FAX06 e MAX06.

A Tabela 8 também apresenta os valores para a massa corporal total e estatura dos fantasmas. A concordância absoluta entre os valores definidos pela ICRP89 e os fantasmas FASH e MASH é menor ou muito próxima de 1%. A Figura 42 representa imagens do plano transversal, coronal e sagital da versão voxelizada do fantoma MASH.

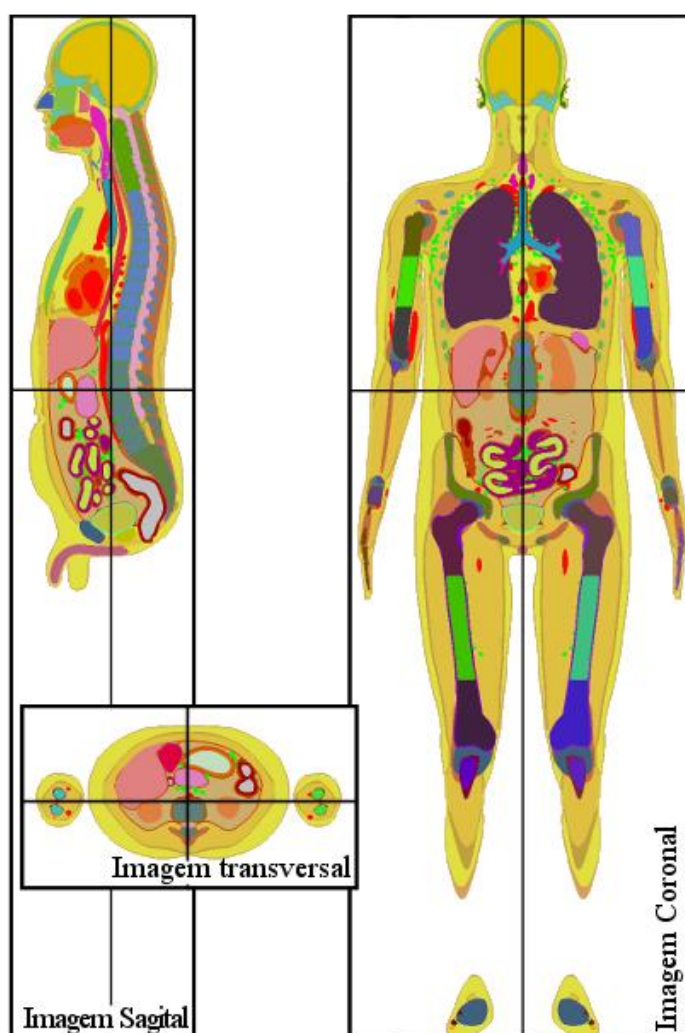


Figura 42: Imagens do plano transversal, coronal e sagital da versão voxelizada do fantoma MASH. As linhas em formato de cruz representam a posição em que as imagens foram obtidas.

Tabela 8: Massas teóricas para os órgãos/tecidos definidos com base na ICRP89 e volumes segmentados nos fantasmas FASH e MASH.

ORGAN / TISSUE	FEMININO			MASCULINO		
	ICRP89 [g]	FASH [g]	FASH / ICRP89 [%]	ICRP89 [g]	MASH [g]	MASH / ICRP89 [%]
Glândulas adrenais	13,0	13,0		14,0	14,0	
Glândulas salivares	70,0	70,0		85,0	85,0	
Esôfago	35,0	35,0		40,0	40,0	
Parede do estômago	140,0	140,0		150,0	150,0	
Parede do intestino delgado	600,0	600,0		650,0	650,0	
Parede do intestino grosso	360,0	360,0		370,0	370,0	
Fígado	1400,0	1400,0		1800,0	1800,0	
Parede da vesícula biliar	8,0	8,0		10	10	
Pâncreas	120,0	120,0		140,0	140,0	
Cérebro	1300,0	1300,0		1450,0	1450,0	
Mamas, glândula	200,0	200,0		10,0	10,0	
Mamas, gordura	300,0	300,0		15,0	15,0	
Parede do coração	250,0	250,0		330,0	330,0	
Gordura	18700,0	18698,1	0,01	14500,0	14518,9	0,1
Pele	2300,0	2308,9	0,4	3300,0	3301,0	0,03
Músculo	17500,0	17493,2	-0,04	29000,0	29000,0	
Pulmões	950,0	950,0		1200,0	1200,0	
Esqueleto	7800,0	7389,9	-5,3	10500,0	9950,5	-5,2
Baço	130,0	130,0		150,0	150,0	
Timo	20,0	20,0		25,0	25,0	
Glândula tireoide	17,0	17,0		20,0	20,0	
Rins	275,0	275,0		310,0	310,0	
Parede da Bexiga	40,0	40,0		50,0	50,0	
Ovários	11,0	11,0		—	—	
Útero	80,0	80,0		—	—	
Testículos	—	—		35,0	35,0	
Próstata	—	—		17,0	17,0	
Língua	52619,0	52209,1	-0,8	64146,0	63641,4	-0,8
Laringe	60,0	60,0		73,0	73,0	
Vias aéreas	19,0	91,5		28,0	107,9	
Conteúdo gastro intestinal	830,0	830,5	0,06	900,0	901,5	0,2
Conteúdo da bexiga	48,0	48,0		58,0	58,0	
Traqueia	8,0	8,0		10,0	10,0	
Tossilas palatinas	3,0			3,0		
Ureter/Uretra	18,0			26,0		
Tubas uterinas	2,1			—		
Epidídimos	—			4,0		
Glândula Pituitária	0,6			0,6		
Olhos	15,0	15,0		15,0	15,0	
Sangue	3570*			4900*		
Medula espinhal		54,3			111,5	
Tecido conectivo	57192,7	53316,4	-6,8	70188,6	64918,3	-7,5
Linfonodos	2100,0			2600,0		
	600,0	300,0	-50,0	730,0	360,1	-50,7
	59892,7	53616,4	-10,5	73518,6	65278,4	-11,2
Outros tecidos		6420,5**			7422,1**	
Massa total	59892,7	60036,9	0,2	73518,6	72700,5	-1,1
Estatura	163 cm	162,5	-0,3	176 cm	175,6 cm	-0,2

* não inclui o volume de sangue localizado nos pulmões

** incluindo sangue, tecidos conectivos, cartilagens não articulares e outros tecidos moles.

4.2 Fantomas FASH/MASH posição supina

4.2.1 Ajuste da superfície dos fantomas

Os fantomas na posição em pé FASH e MASH foram extensivamente descritos no item anterior e para fins de diferenciação da versão supina foi adicionada a terminação “_sta” (*standing*) ao nome original das versões em pé. As Figuras 43 e 44 são representações frontais e laterais dos fantomas FASH_sta e MASH_sta juntamente com os fantomas FASH_sup e MASH_sup. É possível visualizar as diferenças externas nos fantomas, como a posição dos braços e ombros, a diminuição do diâmetro sagital e a modificação das mamas.

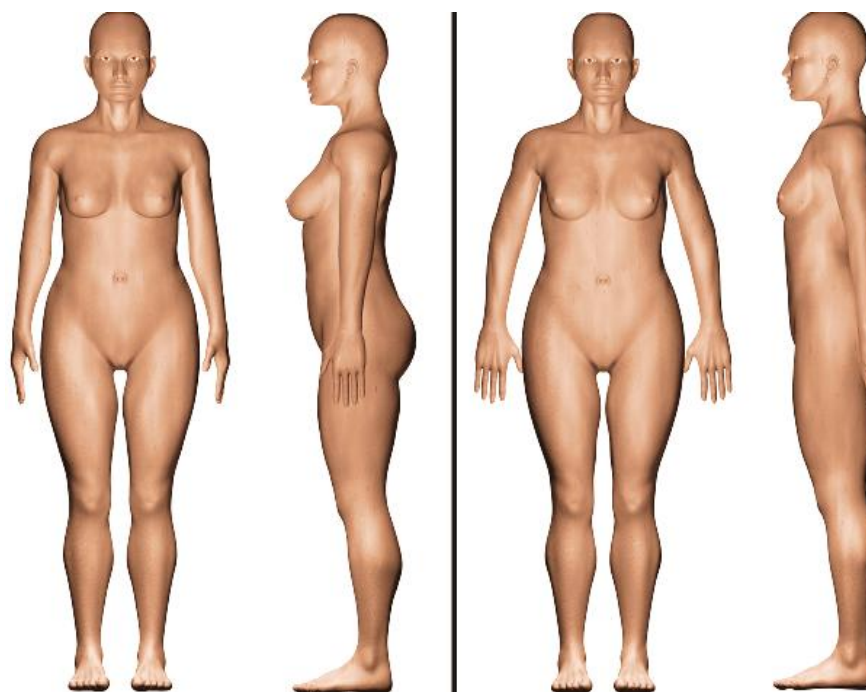


Figura 43: Fantomas femininos: FASH_sta e FASH_sup, respectivamente (CASSOLA et al., 2010b).

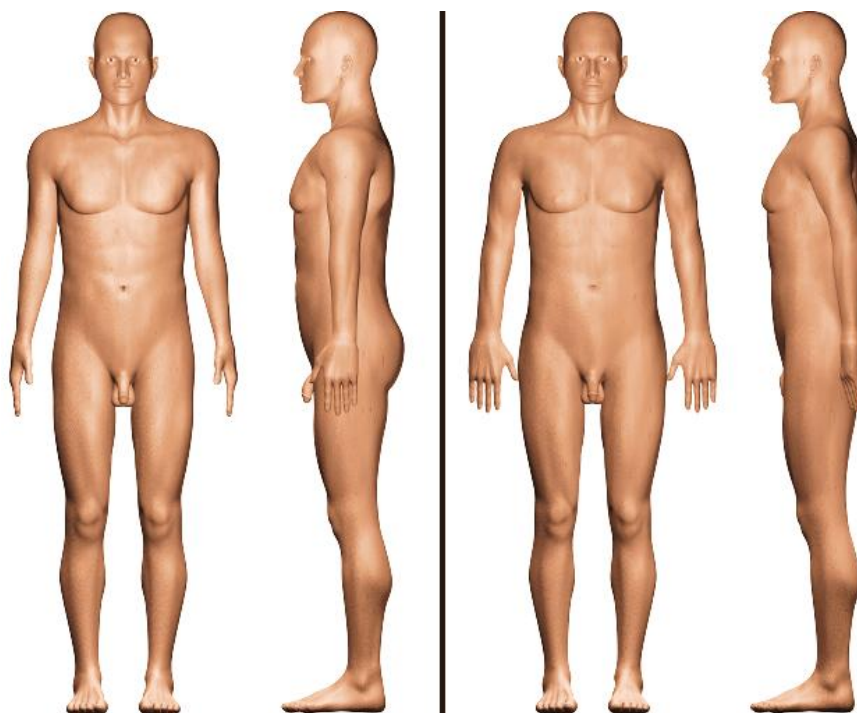


Figura 44: Fantomas masculinos MASH_sta e MASH_sup, respectivamente (CASSOLA et al., 2010b).

4.2.2 Deslocamento dos órgãos

As diferenças internas se referem à posição dos órgãos. Elas são mostradas nos fantomas MASH_sta e MASH_sup para a visão frontal na Figura 45 e para a visão lateral na Figura 46. Três linhas horizontais foram adicionadas para facilitar o reconhecimento dos deslocamentos dos órgãos. As figuras correspondentes para os fantomas FASH_sta e FASH_sup são semelhantes, pois a maioria dos órgãos e suas posições relativas são semelhantes entre homens e mulheres. As massas dos órgãos e tecidos apresentados na Tabela 8 se aplicam também aos fantomas supinos, pois apenas a posição de alguns órgãos foi modificada e o tecido adiposo foi redistribuído sem modificar as massas de órgãos e tecidos. A única exceção foram os pulmões, porque o volume foi reduzido nos fantomas supinos em 8%, mas esta redução foi compensada pelo aumento da densidade usando o mesmo fator, desta forma a massa dos pulmões também permaneceu inalterada.

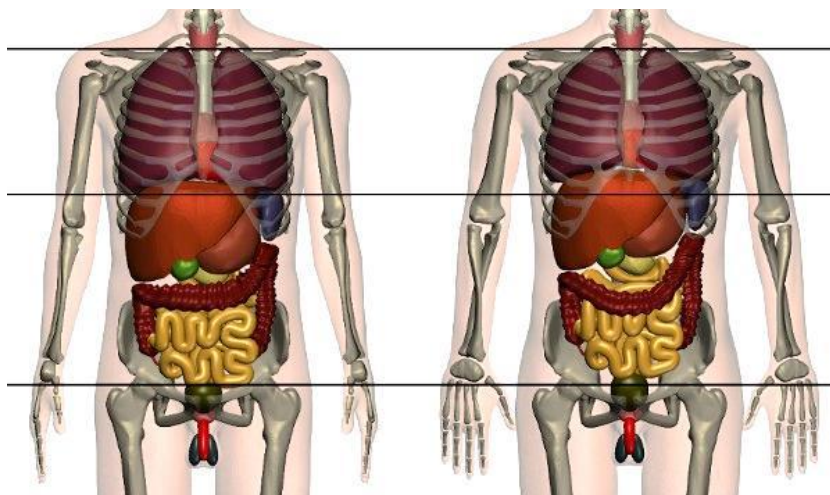


Figura 45: MASH_sta e MASH_sup: posição dos órgãos, visão frontal (CASSOLA et al., 2010c).

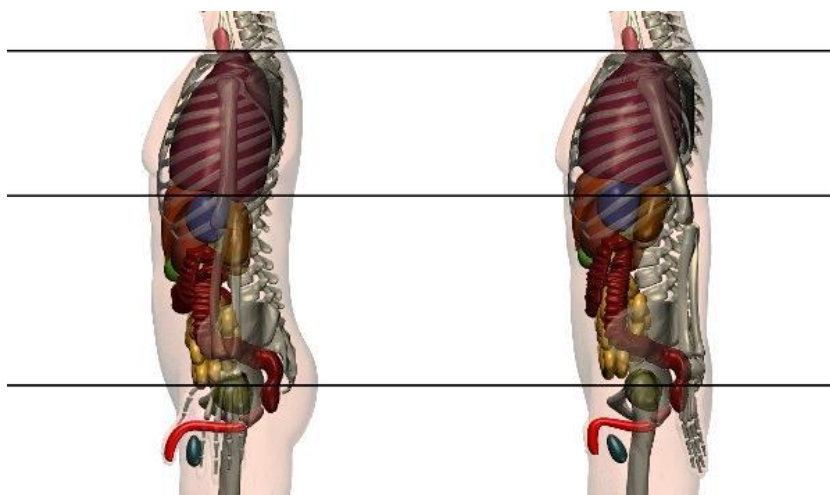


Figura 46: MASH_sta e MASH_sup: posição dos órgãos, visão lateral (CASSOLA et al., 2010c).

Os valores dos deslocamentos dos órgãos e tecidos realizados com base nos valores calculados (Tabela 2) para os fantasmas MASH e FASH estão apresentados na Tabela 9. Alguns valores calculados não puderam ser realizados para evitar a sobreposição de órgãos. Alguns órgãos, cujos valores de deslocamento não estavam disponíveis, foram movidos para manter a posição natural dos órgãos e evitar sobreposições. Os deslocamentos dorsais dos órgãos apresentados na Tabela 9 foram resultantes do ajuste da posição para evitar sobreposições e também representam os deslocamentos devido à força gravitacional. Na publicação de Sato e colaboradores (2007, 2008a, b), os deslocamentos dorsais não são fornecidos. Neste trabalho, os deslocamentos foram sempre medidos em relação ao centro de

massa da pelve, pois foi assumido que a posição do centro de massa deste conjunto de ossos não se modifica quando uma pessoa passa da posição em pé para supina.

Tabela 9: Deslocamento dos centros de massa realizados para representar o efeito quando uma pessoa muda da postura em pé para supina (CASSOLA et al., 2010b).

Deslocamento do centro de massa De pé → Supina	MASH cranial (cm)	MASH dorsal (cm)	FASH cranial (cm)	FASH dorsal (cm)
Glândulas Adrenais	2,0	0,8	1,8	0,0
Rins	3,3	1,2	3,6	0,5
Fígado	1,7	0,7	1,6	0,1
Estômago	2,6	0,5	2,7	0,4
Pâncreas	1,9	0,3	1,9	0,5
Bexiga	0,9	0,2	0,9	0,2
Intestino Grosso	0,5	0,3	0,5	1,4
Intestino Delgado	2,5	0,4	2,0	0,9
Coração	2,0	0,1	1,9	0,0
Pulmões	1,4	0,5	1,1	0,3
Timo	2,0	0,1	2,0	0,3
Baço	1,8	0,5	1,4	0,1
Útero			0,9	1,2
Ovários			1,1	1,1

4.3 Fantomas com diferentes percentis de estatura e massa

4.3.1 Massa dos órgãos e tecidos e anatomia dos fantomas antropométricos

Para uma determinada altura, apenas o tecido mole, os músculos e o tecido adiposo se modificam em função da massa corporal, enquanto as massas dos órgãos e do esqueleto permanecem constantes. Isto é uma consequência das aproximações descritas na seção 3.1.3. A Figura 47 apresenta as massas dos fantomas antropométricos em função do índice de massa corporal (BMI) para os diferentes percentis de estatura. Nos fantomas antropométricos apresentados neste trabalho, o aumento ou diminuição da massa do tecido adiposo é o principal fator para a modificação do BMI ou da massa corporal, com os fantomas adultos femininos geralmente apresentando uma massa de tecido adiposo mais elevada do que os masculinos adultos, um fato que pode ser constatado nos fantomas adultos de referência da ICRP89.

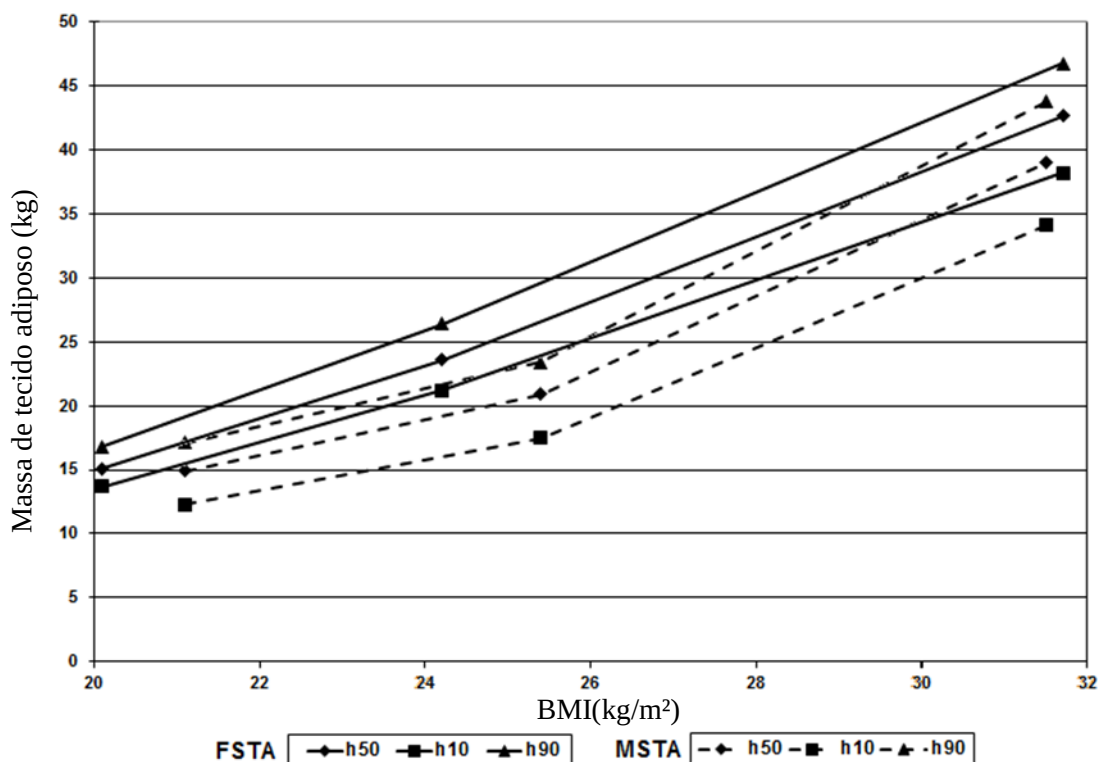


Figura 47: Massa de tecido adiposo para mulheres (FSTA) e homens (MSTA) em função do BMI para o 10º, 50º e 90º percentil de altura (CASSOLA et al., 2010).

As razões entre as massas dos órgãos dos fantasmas antropométricos com diferentes alturas estão apresentados na Tabela 10 para os fantasmas masculinos e na Tabela 11 para os femininos. Apesar de alguns erros de arredondamento, as razões entre as massas estão em concordância com os fatores de escala determinados com base no trabalho de De La Grandmaison e colaboradores (2001) que foram apresentados na Tabela 5 da seção 3.1.3.2 deste trabalho. As exceções são as massas do coração feminino, onde foi usado o fator de escala do masculino, e a glândula tireoide feminina, que foi mantida inalterada como no caso da glândula tireoide masculina. Além disto, as massas dos ovários e testículos não foram alteradas em função da estatura.

Tabela 10: Massas dos órgãos e razão entre o 10º e o 50º e entre o 90º e o 50º percentil de altura para os fantasmas masculinos (MSTA).

MSTA ORGÃO / TECIDO	h10 [g]	h50 [g]	h90 [g]	h10/h50 Razão	h90/h50 Razão
Adrenais	13,1	14,0	15,5	0,936	1,107
Esôfago	37,5	40,0	44,1	0,938	1,103
Parede do estômago	140,6	150,0	165,3	0,937	1,102
Parede intestino delgado	609,8	650,0	716,4	0,938	1,102
Parede intestino grosso	347,0	370,0	407,8	0,938	1,102
Fígado	1600,2	1800,0	2014,2	0,889	1,119
Vesícula biliar	9,4	10,0	11,0	0,940	1,100
Pâncreas	135,1	140,0	143,9	0,965	1,028
Cérebro	1413,6	1450,0	1488,7	0,975	1,027
Mamas, glândula	9,4	10,0	11,0	0,940	1,100
Coração	315,5	330,0	349,1	0,956	1,058
Pulmões	1160,5	1200,0	1427,4	0,967	1,190
Baço	120,0	150,0	179,9	0,800	1,199
Timos	23,5	25,0	27,6	0,940	1,104
Glândula tireoide	20,0	20,0	20,0	1,000	1,000
Rins	294,5	310,0	330,8	0,950	1,067
Parede da bexiga	46,9	50,0	55,1	0,938	1,102
Testículos	35,0	35,0	35,0	1,000	1,000
Próstata	16,0	17,0	18,7	0,941	1,100

Tabela 11: Massas dos órgãos e razão entre o 10º e o 50º e entre o 90º e o 50º percentil de altura para os fantasmas femininos (FSTA).

FSTA ORGÃO / TECIDO	h10 [g]	h50 [g]	h90 [g]	h10/h50 Razão	h90/h50 Razão
Adrenais	11,6	13,0	14,3	0,892	1,100
Esôfago	31,2	35,0	38,4	0,891	1,097
Parede do estômago	124,7	140,0	153,7	0,891	1,098
Parede intestino delgado	534,6	600,0	658,8	0,891	1,098
Parede intestino grosso	320,7	360,0	395,3	0,891	1,098
Fígado	1192,8	1400,0	1520,4	0,852	1,086
Vesícula biliar	7,1	8,0	8,8	0,888	1,100
Pâncreas	109,2	120,0	135,7	0,910	1,131
Cérebro	1265,1	1300,0	1337,8	0,973	1,029
Mamas, glândula	178,2	200,0	219,6	0,891	1,098
Coração	222,7	250,0	264,5	0,891	1,058
Pulmões	883,0	950,0	1014,1	0,929	1,067
Baço	114,2	130,0	149,7	0,878	1,152
Timos	17,8	20,0	22,0	0,890	1,100
Glândula tireoide	17,0	17,0	17,0	1,000	1,000
Rins	238,7	275,0	298,1	0,868	1,084
Parede da bexiga	35,6	40,0	44,0	0,890	1,100
Ovários	11,0	11,0	11,0	1,000	1,000
Útero	71,3	80,0	87,8	0,891	1,098

As Figuras 48 e 49 representam, respectivamente, imagens dos nove fantasmas antropomórficos em pé masculinos e femininos em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura. As imagens apresentam os fantasmas em perspectiva para permitir a visualização do grupo dos nove fantasmas numa única imagem. Imagens adicionais dos fantasmas podem ser encontradas no material complementar do artigo CASSOLA e colaboradores (2011). Imagens frontais e laterais dos fantasmas estão disponíveis no APÊNDICE.

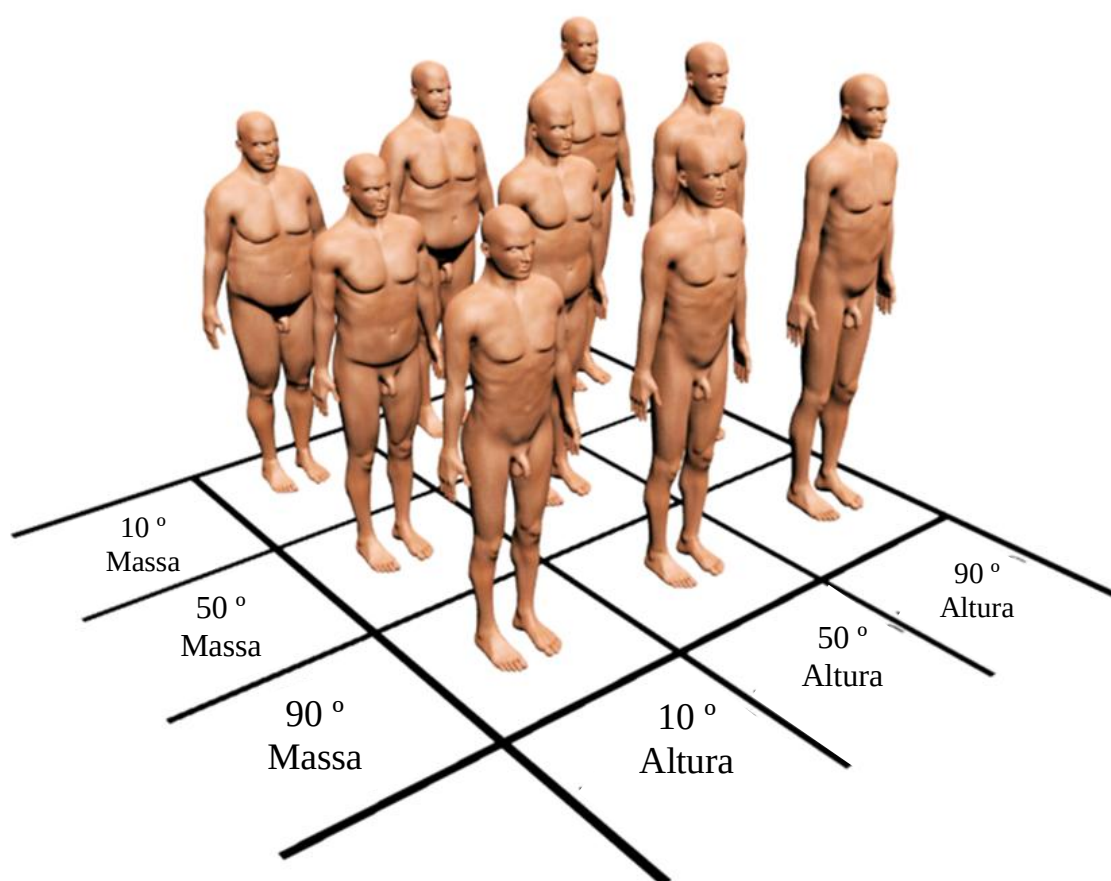


Figura 48: Fantasmas antropomórficos masculinos em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura, posição em pé (CASSOLA et al., 2011).

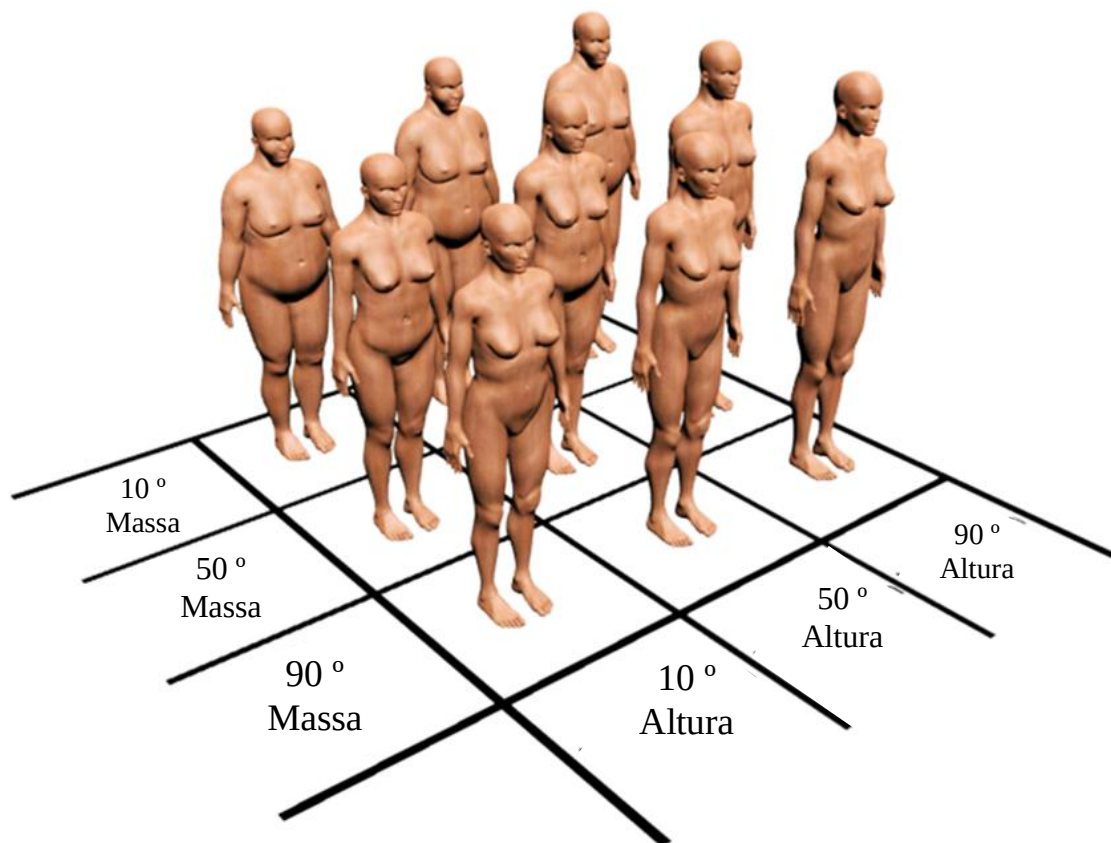


Figura 49: Fantomas antropomórficos femininos em função do 10°, 50° e 90° percentil de massa e altura, posição em pé (CASSOLA et al., 2011).

4.4 Resultados dosimétricos

4.4.1 Exposições externas de corpo inteiro

4.4.1.1 Fantomas referenciais MASH e FASH de pé

A Figura 50 apresenta os resultados dos coeficientes de conversão da dose efetiva por Kerma no ar em função da energia para um feixe de fótons paralelo anteroposterior (AP) de corpo inteiro calculado para os fantomas FAX06/MAX06 (E06_10) e FASH/MASH (E_MESH_10) considerando uma lâmina de 10 μm para determinar a dose equivalente nas células da superfície dos ossos (BSC, *Bone Surface Cells*). Adicionalmente, são apresentadas as curvas: E_MESH_50 representando os resultados considerando uma camada de 50 μm de BSC e os fantomas FASH/MASH; REGINA-REX representando a dose efetiva para os fantomas de referência da ICRP (SCHLATTTL *et al.*, 2007) e RPI_AM_AF que representa a dose efetiva para os fantomas RPI_AM e RPI_AF (ZHANG *et al.*, 2009).

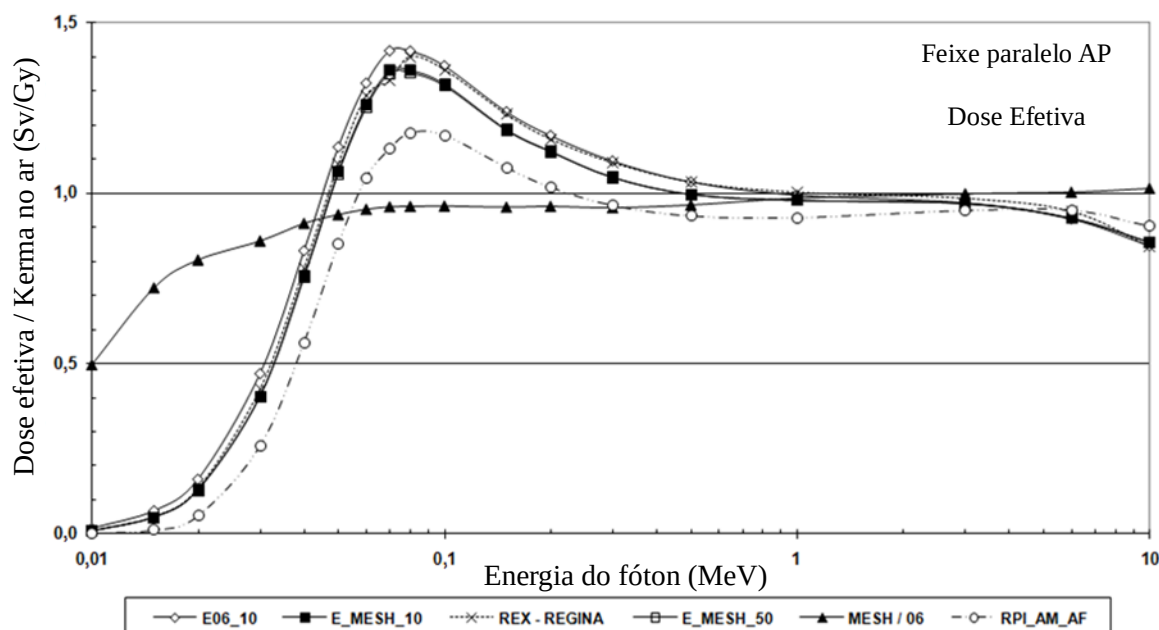


Figura 50: Dose efetiva por Kerma no ar em função da energia para diferentes conjuntos de fantomas calculada para uma fonte de fótons paralela AP (KRAMER et al., 2010).

A razão MESH/06 evidencia que os fatores de conversão para os fantomas FASH/MASH são menores que os calculados para os fantomas FAX06/MAX06 para praticamente todas as energias. Este efeito é resultado, principalmente, da blindagem devida às camadas de músculo e gordura nos fantomas FASH e MASH que apresentam um corpo com um formato mais natural quando comparados com os fantomas FAX06 e MAX06, como pode ser observado nas Figuras 25 e 26. As diferenças na dose efetiva são menores que 5% para fótons com energias maiores que 60 keV, enquanto que para energias menores esta diferença aumenta até 50% para fótons com energia de 10 keV. O uso de uma lâmina de 50 μm de BSC praticamente não tem efeito sobre a dose efetiva quando comparada com os valores calculados com uma lâmina de 10 μm de BSC. Estas diferenças são menores que 1% para todas as energias, as curvas estão sobrepostas na Figura 50. Os valores da dose efetiva calculados com os fantomas REGINA/REX são semelhantes aos fantomas FASH/MASH até a energia de 70 keV. Para energias maiores a concordância é maior quando comparados com os fantomas FAX06/MAX06. As diferenças entre E_MESH_10 e REGINA-REX não excedem 5% em praticamente todas as energias, a única exceção são os valores calculados para a energia de 10 keV, cuja diferença é de 23%. Para praticamente todas as energias as doses efetivas RPI_AM_AF são significativamente menores do que todos os outros valores calculados. As diferenças variam de 60% a 15% para energias entre 30 keV e 100 keV e

apresentam um fator de 2,5 a 4,2 para energias menores. Para energias maiores que 100 keV as diferenças entre RPI_AM_AF e as outras doses efetivas estão entre 10 e 15%.

Na Figura 51 são representados os valores das doses efetivas em função da energia para E06_10, E_MESH_10, E_MESH_50, REGINA-REX e RPI_AM_AF calculados para uma fonte rotacional (ROT) de fótons paralelos. Para os fantasmas FASH, MASH, FAX06 e MAX06 as diferenças entre E06 e E_MESH são menores que 5% para energias maiores que 60 keV, para energias menores esta diferença aumenta até 40% para fótons de 10 keV. Para fótons com energia de até 80 keV as doses efetivas REGINA-REX apresentam valores entre E06 e E_MESH. Para energias entre 80 keV e 500 keV a concordância com valores de E06 são melhores, enquanto que para energias maiores os valores são sempre maiores que E06 e E_MESH. Todavia, as diferenças entre E_MESH_10 e REGINA-REX não excedem 5% para praticamente todas as energias, com exceção da energia de 10 keV cuja diferença é de 24%. Novamente, as doses efetivas RPI_AM_AF são menores que todos os outros valores, mas somente para energias menores que 80 keV; as diferenças variam entre 40% e 5% para energias entre 30 keV e 100 keV e um fator de 2,2 até 3,2 para energias menores.

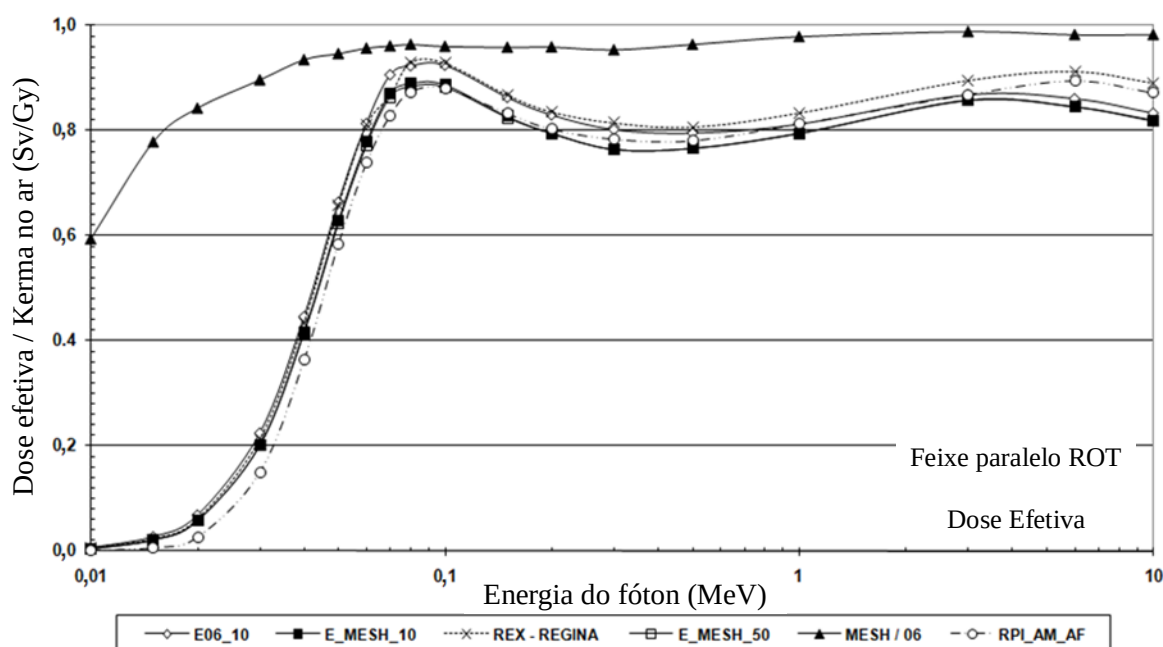


Figura 51: Dose efetiva por Kerma no ar em função da energia para os diferentes conjuntos de fantasmas calculada para uma fonte de fótons paralela ROT (KRAMER et al., 2010).

4.4.1.2 Fantomas antropométricos MASH e FASH de pé

No caso de exposições externas, a camada de gordura subcutânea atenua a radiação primária e consequentemente reduz a dose absorvida nos órgão e tecidos localizados abaixo desta camada, mas ao mesmo tempo aumenta a radiação espalhada resultando em um aumento da dose absorvida. Desta forma, a dose absorvida em órgãos e tecidos será o resultado líquido destes dois componentes e, para um cenário de exposição, será dependente do tamanho e da localização deste órgão em relação à camada de tecido adiposo. Grande parte dos órgãos radiosensíveis considerados pela ICRP (ICRP, 2007) estão localizados abaixo da camada de gordura subcutânea. A Figura 52 evidencia que para os fantomas MSTA_h50 a mudança do percentil de massa corporal, para uma exposição de fótons paralelos AP, tem um efeito significativo na dose equivalente na parede do intestino grosso que está localizado abaixo da camada de tecido adiposo. Com o aumento da massa de tecido adiposo a atenuação dos fótons primários é maior e compensa o aumento da dose equivalente devido à radiação espalhada e o resultado líquido é uma diminuição da dose equivalente para a parede do intestino grosso. As diferenças nas doses equivalentes para a parede do intestino delgado entre os fantomas m10 e m90, evidenciadas na Figura 52, apresentam um fator de 10,4 para fótons com energia de 20 keV e decresce para 5,5% para fótons com a energia de 10 MeV. A média das diferenças considerando todas as energias é de 94%. O comportamento evidenciado na Figura 52 é representativo para todos os órgãos e tecidos localizados abaixo da camada de gordura subcutânea, ou seja, o aumento da massa corporal resulta em uma diminuição da dose equivalente do órgão ou tecido.

Entretanto, alguns órgãos e tecidos estão localizados na superfície do corpo sobre a camada de tecido adiposo, como é o caso das mamas com seu tecido glandular, os testículos e a pele e outros que estão localizados em regiões onde a mudança da camada de tecido adiposo é pequena, como é o caso do cérebro e tireoide. A Figura 53 mostra que, para o fantoma feminino FSTA_h90 exposto a uma fonte de fótons AP de corpo inteiro, a alteração da massa corporal tem um efeito diferente sobre a dose equivalente do tecido glandular das mamas. Para o 10º e 50º percentil de massa a dose equivalente no tecido glandular é praticamente a mesma e para energias em torno de 70 keV a dose equivalente no 50º percentil de massa é maior do que a no 10º percentil de massa.

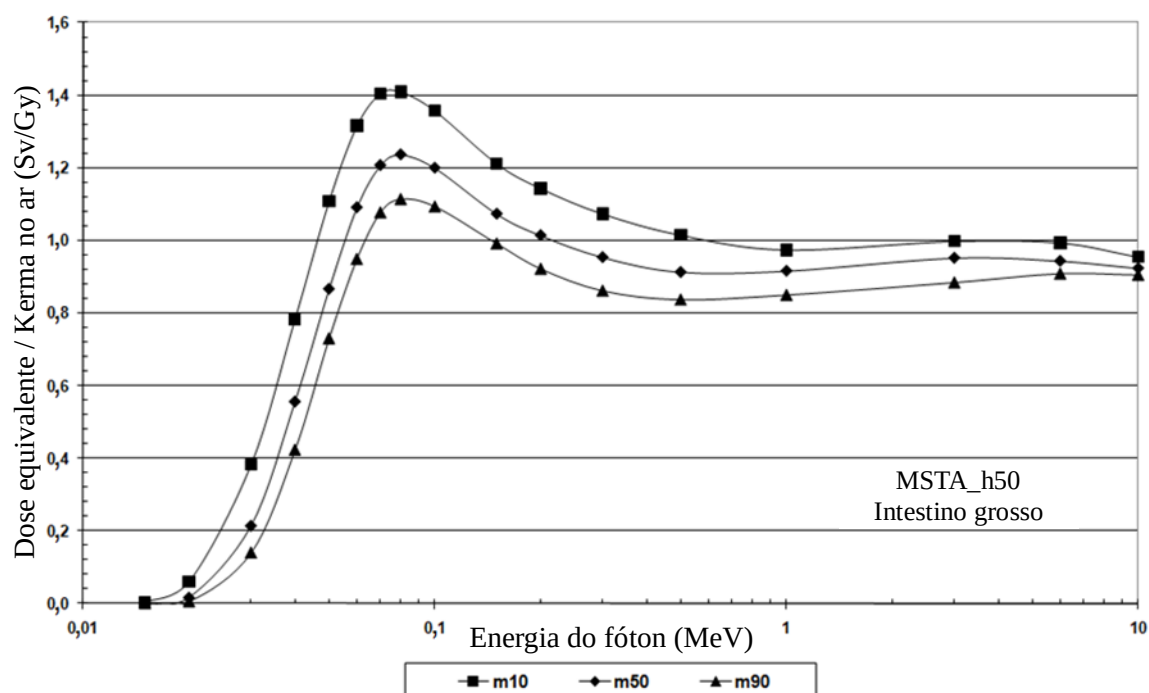


Figura 52: Dose equivalente na parede do intestino grosso normalizada por Kerma no ar em função da energia para um feixe paralelo AP de corpo inteiro considerando os fantasmas masculinos MSTA_m10_h50, MSTA_m50_h50 e MSTA_m90_h50 (CASSOLA et al., 2011).

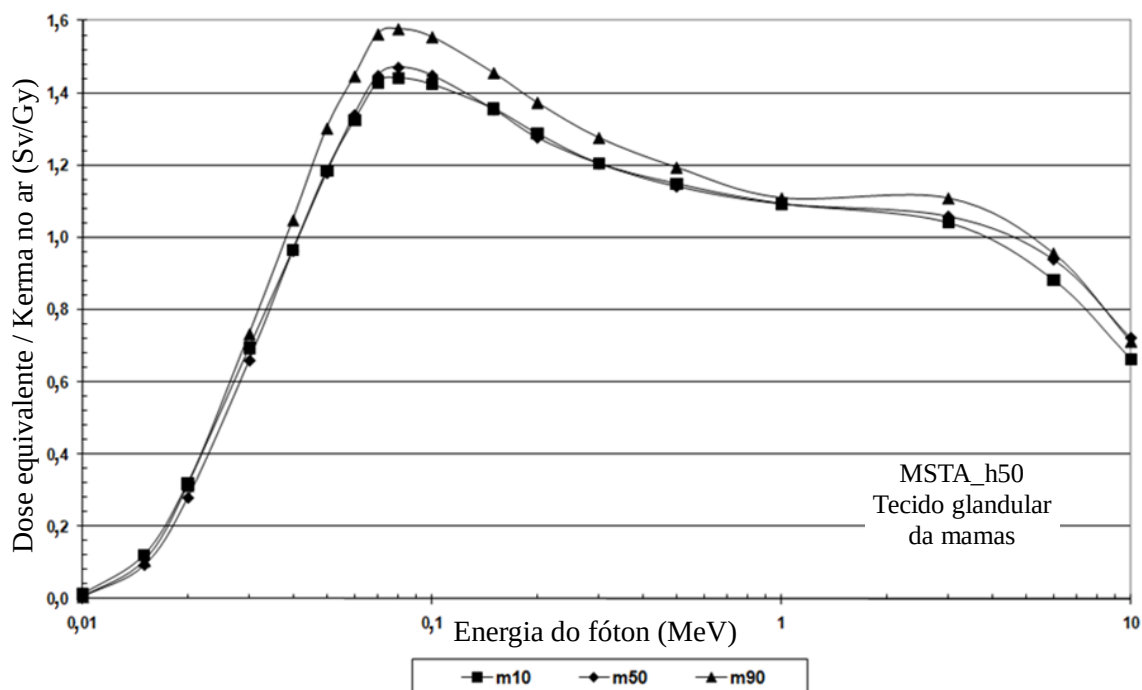


Figura 53: Dose equivalente no tecido glandular das mamas normalizada por Kerma no ar em função da energia para um feixe de fótons paralelos AP de corpo inteiro e os fantasmas femininos FSTA_m10_h90, FSTA_m50_h90 e FSTA_m90_h90 (CASSOLA et al., 2011).

Na Figura 54 estão representadas as imagens transversais da região das mamas dos fantasmas femininos FSTA_m10_h90, FSTA_m50_h90 e FSTA_m90_h90. A maior quantidade de tecido adiposo entre as mamas dos fantasmas m50_h90 causa um aumento na dose equivalente devido à radiação espalhada para energias em torno de 70 keV. A dose equivalente no tecido glandular da mama para o 90º percentil de massa apresenta valores maiores devido à radiação espalhada pela gordura subcutânea entre as mamas e atrás das mamas. Efeitos similares são observados para os testículos nos fantasmas masculinos onde a gordura localizada nas coxas e na parte inferior do abdome dos fantasmas com o 90º percentil de massa aumenta a radiação espalhada. Para a pele, a contribuição adicional da radiação devido ao retro espalhamento na gordura subcutânea para a parte da pele na entrada da radiação compensa a maior atenuação para a pele na saída da radiação devido ao aumento dos diâmetros do corpo. Consequentemente a dose equivalente da pele do corpo inteiro não muda significativamente em função da massa corporal.

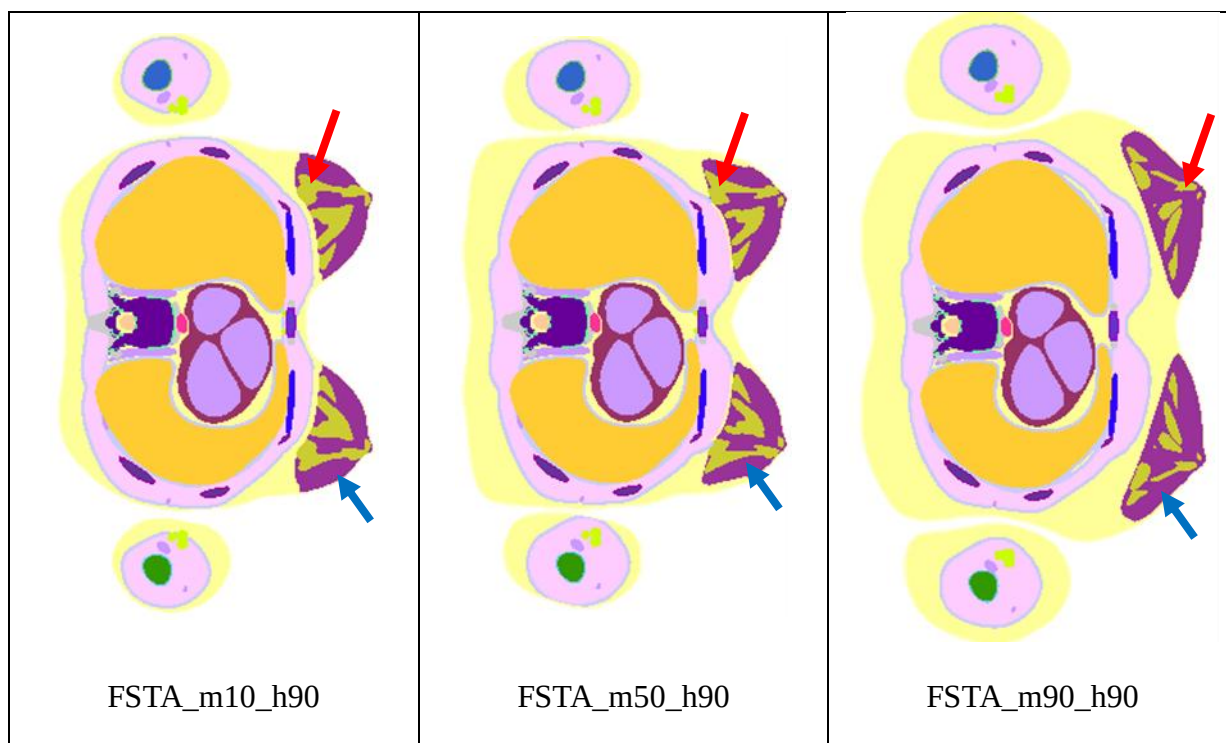


Figura 54: Imagens transversais do fantoma feminino FSTA_h90. A seta vermelha está apontando para o tecido glandular da mama, a seta azul está apontando para o tecido adiposo da mama, a gordura subcutânea está representada em amarelo nas imagens.

Para fótons com energia de 80 keV, a Figura 55 apresenta os valores de dose equivalente da parede do estômago, do fígado e dos linfonodos em função do percentil de massa corpórea para diferentes estaturas. A Figura 56 apresenta as mesmas grandezas calculadas para os testículos, mamas femininas e pele masculina. A Figura 55 demonstra que

as doses equivalentes diminuem por um fator de até 20% com o aumento da massa corpórea devido ao aumento da atenuação da radiação primária, isto confirma o que usualmente é reportado sobre o efeito do aumento da massa corpórea na dose efetiva em órgão e tecidos. Para energias menores, feixes de raios X usados em radiologia com energias médias em torno de 40 keV, por exemplo, as reduções das doses equivalentes nos órgãos com o aumento da massa corpórea podem ser maiores como foi apresentado na Figura 52. Entretanto, os resultados destes estudos também indicam que, de acordo com as Figuras 53 e 56, para os órgãos e tecidos localizados na superfície do corpo a dose equivalente aumenta ou permanece constante com o aumento da massa corporal devido ao aumento da dose equivalente pela radiação espalhada. Comparada com a massa corporal, a estatura tem apenas um pequeno efeito na dose equivalente em órgãos e tecidos para exposições de corpo inteiro. A Figura 57 apresenta as doses equivalentes na parede do estômago, bexiga e rins em função da altura para diferentes massas corpóreas para uma incidência de fótons AP. As diferenças entre as doses equivalentes para os diferentes percentis de altura, mostrados na Figura 57, são todas inferiores a 6%. Sendo assim, não é possível observar uma tendência clara do aumento ou da diminuição da dose equivalente em função da estatura para os órgãos apresentados da Figura 57.

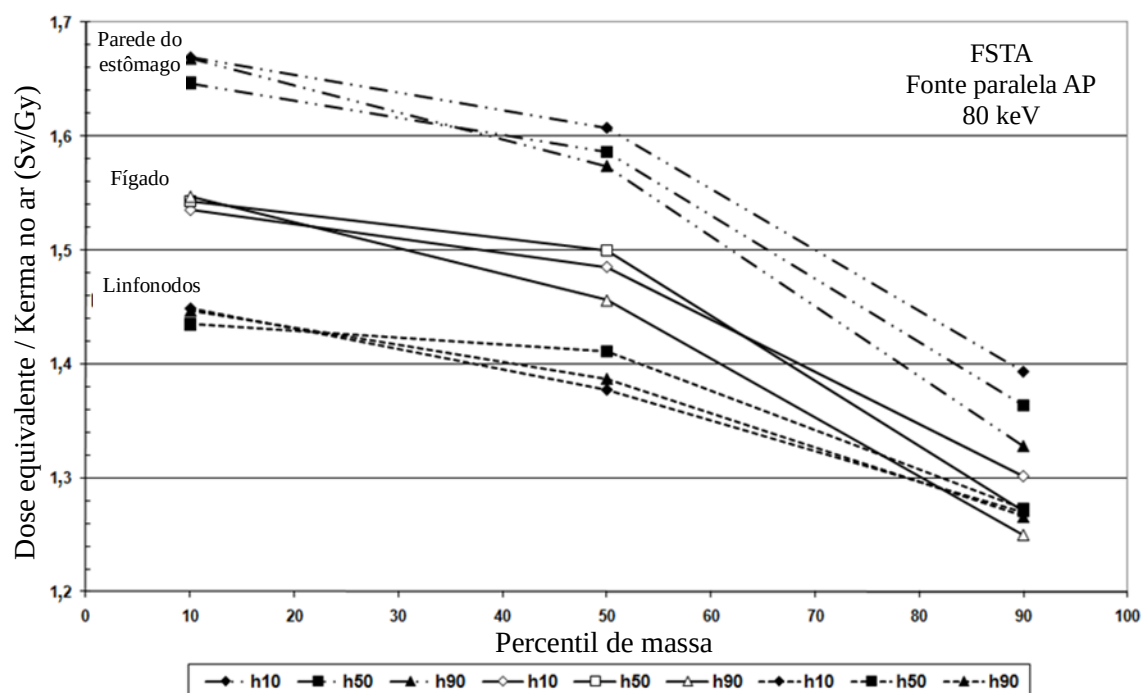


Figura 55: Dose equivalente da parede do estômago, fígado e linfonodos normalizada por kerma no ar calculada para um feixe de fótons paralelos AP de corpo inteiro com energia de 80 keV e os fantomas FSTA em função dos percentis de massa corpórea para diferentes percentis de altura (CASSOLA et al., 2011).

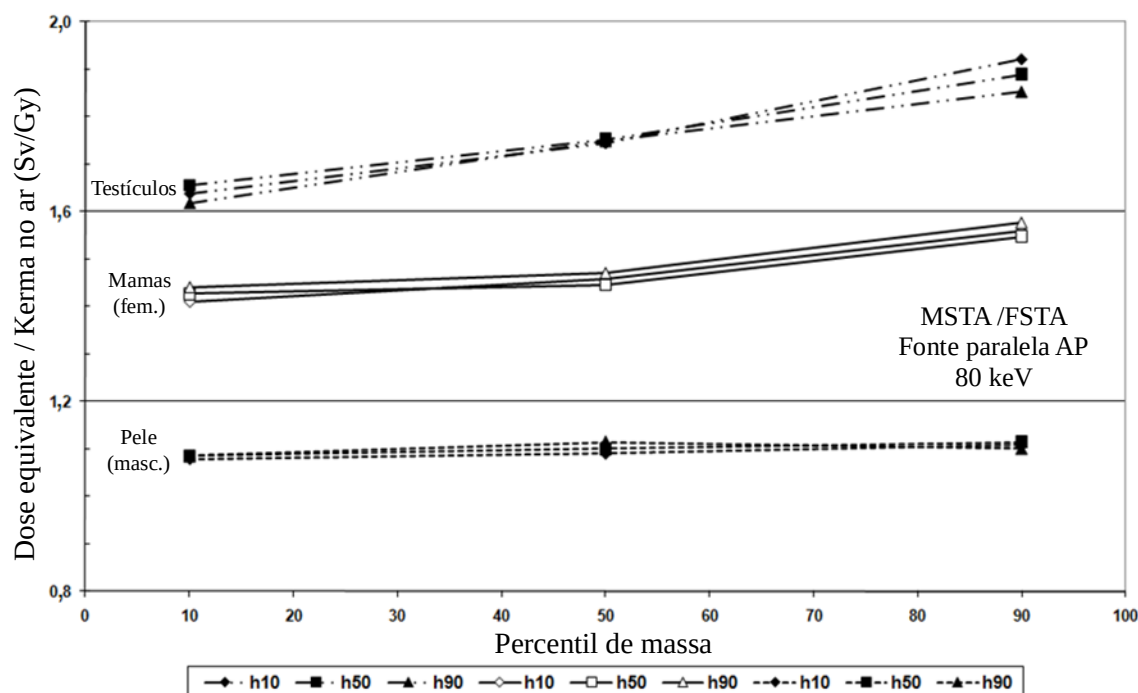


Figura 56: Dose equivalente nos testículos, mamas (tecido glandular) femininas e pele masculina normalizada por kerma no ar calculada para um feixe de fótons paralelos AP de corpo inteiro com energia de 80 keV e os fantasmas MSTa e FSTa em função dos percentis de massa corpórea para diferentes percentis de altura (CASSOLA et al., 2011).

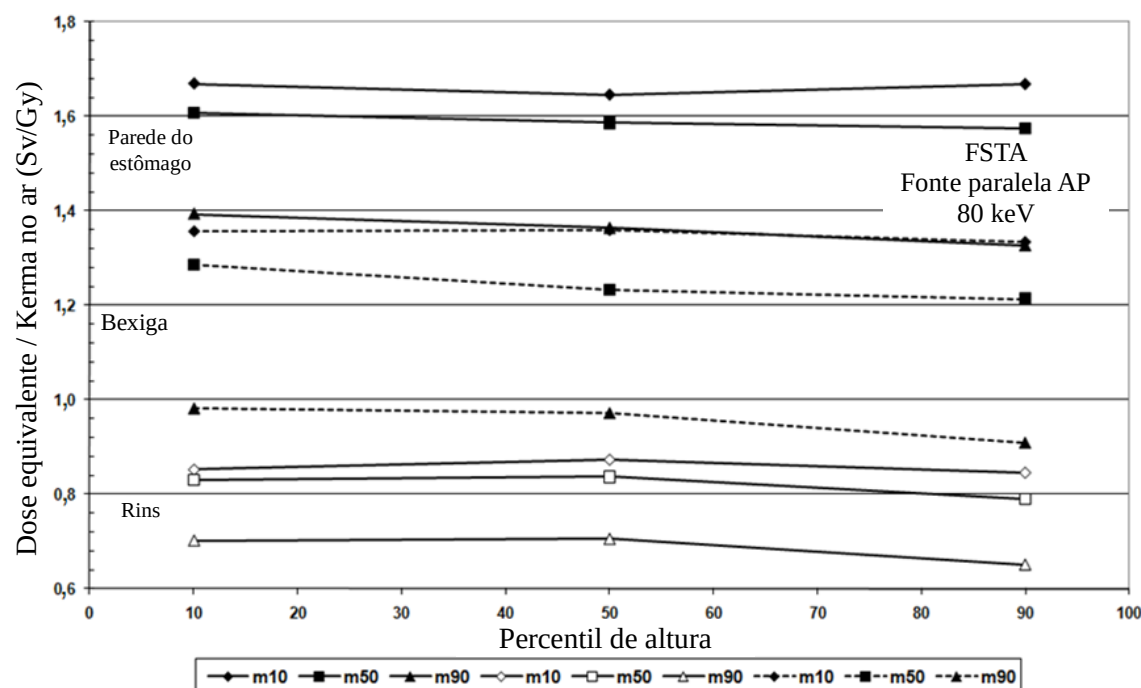


Figura 57: Dose equivalente da parede do estômago, bexiga e rins normalizada por kerma no ar calculada para um feixe de fótons paralelos AP de corpo inteiro com energia de 80 keV e os fantasmas MSTa em função dos percentis de estatura para diferentes percentis de massa corpórea (CASSOLA et al., 2011).

4.4.2 Exposições típicas do radiodiagnóstico

4.4.2.1 Doses absorvidas em órgãos e tecidos em função da postura

As Figuras 58 e 59 representam a geometria de exposição para uma radiografia da pelve, simulada com os fantasmas FASH_sta e FASH_sup, respectivamente. A Tabela 12 apresenta valores de doses absorvidas normalizadas por kerma no ar incidente (INAK, *Incident Air Kerma*) em órgãos e tecidos selecionados, os erros estatísticos associados e a razão entre as doses absorvidas na posição supina e em pé. Se a razão for maior do que um, a dose absorvida no órgão ou no tecido é maior na posição supina do que na posição em pé. Uma razão menor do que um representa o inverso.

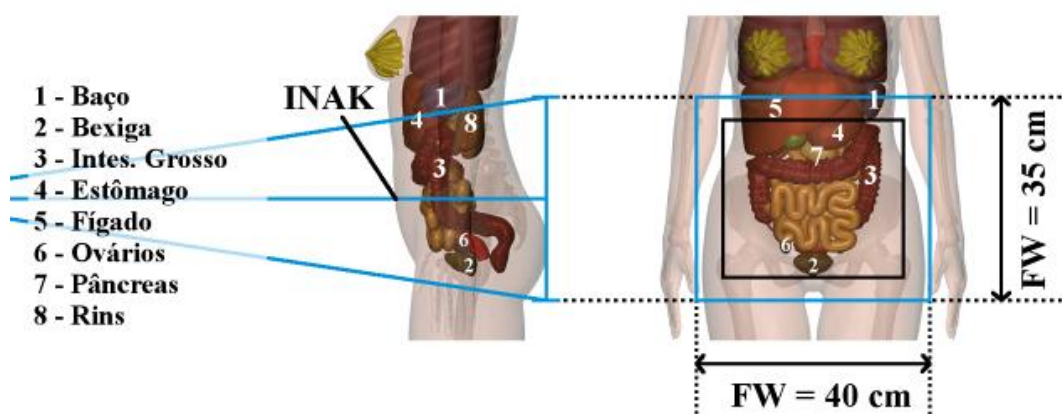


Figura 58: Radiografia de pelve AP: fantoma FASH_sta, DFR 115 cm e campo 35 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada (CASSOLA et al., 2010b).

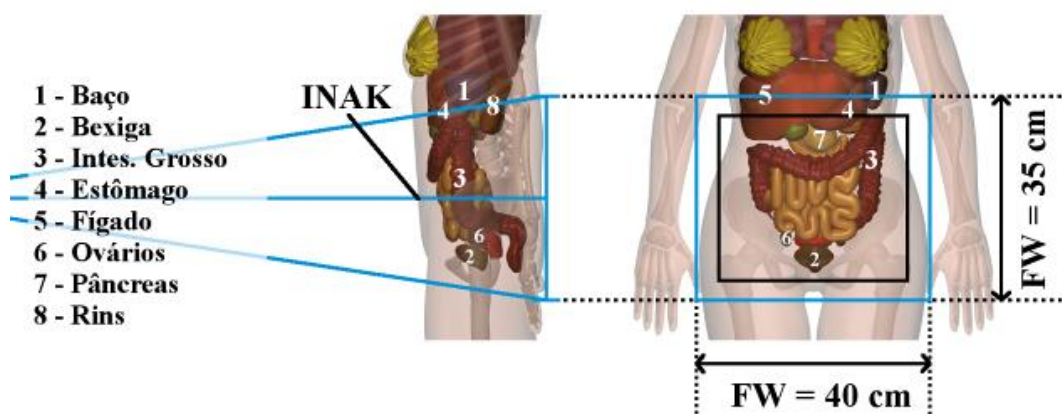


Figura 59: Radiografia de pelve AP: fantoma FASH_sup, DFR 115 cm e campo 35 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada (CASSOLA et al., 2010b).

Tabela 12: Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por INAK para radiografia da pelve, calculadas com base nas versões em pé e supina do fantoma FASH, e razão entre elas (CASSOLA et al., 2010b).

FASH2 Pelve AP, 40cm x 35cm 80 kV; 2,5mm Al; DFD = 115 cm Órgão/Tecido	Em pé D / INAK Gy/Gy	Em pé Erro %	Supina D / INAK Gy/Gy	Supina Erro %	Sup/Em pé razão
Parede da Bexiga	0,258	0,9	0,364	0,8	1,411
Parede do Intestino Grosso	0,463	0,2	0,506	0,2	1,093
Rins	0,110	0,5	0,067	0,7	0,609
Fígado	0,180	0,2	0,117	0,2	0,650
Ovários	0,286	1,6	0,311	1,5	1,087
Pâncreas	0,356	0,4	0,302	0,5	0,848
Parede do Intestino Delgado	0,432	0,2	0,491	0,2	1,137
Baço	0,063	1,0	0,037	1,3	0,587
Parede do Estômago	0,358	0,4	0,211	0,5	0,589
Útero	0,212	0,7	0,232	0,7	1,094
RBM (max.)	0,136	0,7	0,151	0,7	1,110
BSC (max.)	0,198	0,8	0,218	0,8	1,101

DFD = Distância Foco Detector.

Os resultados refletem a superposição de dois efeitos: em primeiro lugar, a diminuição do diâmetro sagital do abdome na posição supina reduz a camada de tecido adiposo em frente aos órgãos desta região, o que leva a maiores doses absorvidas; em segundo lugar, devido aos deslocamentos craniais apresentados na Tabela 9, na posição supina alguns órgãos se deslocaram para o interior do feixe enquanto outros se deslocaram para fora. Rins, fígado, pâncreas, baço e estômago são órgãos que recebem doses menores quando se considera a posição supina, pois foram deslocados parcialmente para fora do feixe.

As doses absorvidas maiores na posição supina, devidas à diminuição da blindagem pela gordura, podem ser observadas para a bexiga, intestino grosso, ovários, intestino delgado, útero, para a medula vermelha (RBM, *Red Bone Marrow*) e para as células da superfície dos ossos (BSC, *Bone Surface Cells*). Segundo a Tabela 12, as diferenças entre as doses absorvidas nos órgãos e tecidos para a posição em pé e supina podem chegar a até 40% para este tipo de exame.

A representação do exame de coluna lombar simulado com os fantasmas MASH_sta e MASH_sup pode ser vista nas Figuras 60 e 61, respectivamente, e os resultados estão apresentados na Tabela 13. As maiores doses absorvidas no exame de coluna lombar ocorrem na bexiga, intestino grosso, pâncreas, intestino delgado, estômago, RBM e BSC. O aumento da dose absorvida está associado à redução do diâmetro sagital nos fantasmas MASH2 na posição supina. O deslocamento da bexiga na direção do centro do feixe de raios X, na posição supina, causa um aumento ainda maior na dose absorvida. Os deslocamentos dos órgãos para fora do feixe e em direção dorsal, conforme apresentados na Tabela 9, são responsáveis pela diminuição da dose absorvida no caso das glândulas adrenais, rins, fígado e

baço. Para o exame da coluna lombar, diferenças nas doses absorvidas de até 50% puderam ser observadas entre as diferentes posturas.

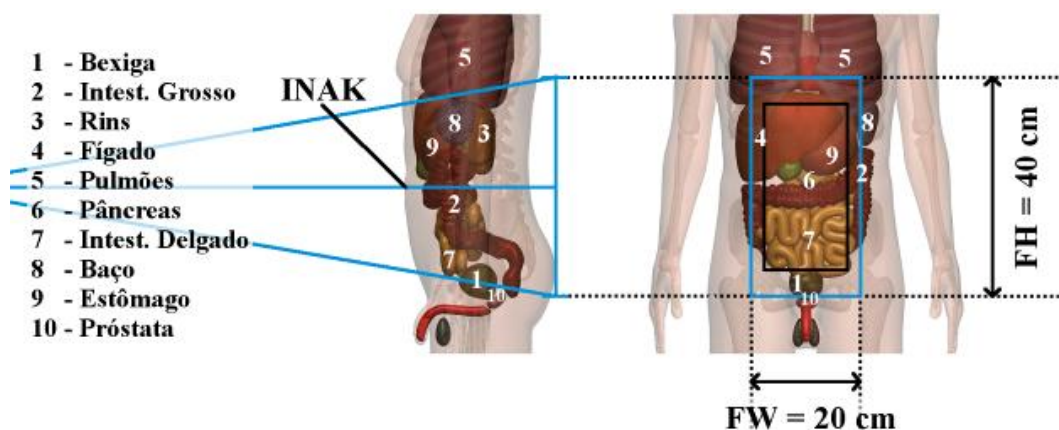


Figura 60: Radiografia de coluna lombar AP: fantoma MASH_sta, DFR 115 cm e campo 20 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada (CASSOLA et al., 2010b).

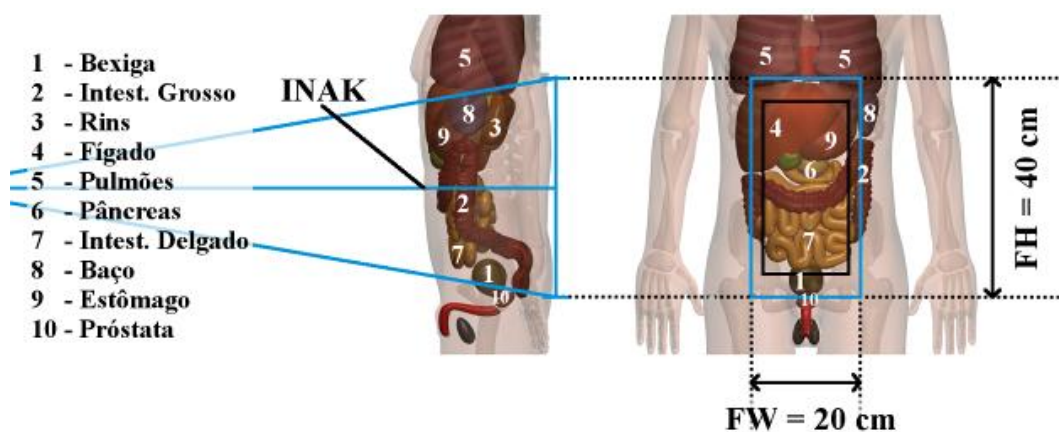


Figura 61: Radiografia de coluna lombar AP: fantoma MASH_sup, DFR 115 cm e campo 20 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada (CASSOLA et al., 2010b).

Tabela 13: Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por INAK para radiografia da coluna lombar, calculadas com base nas versões em pé e supina do fantoma MASH, e a razão entre elas (CASSOLA et al., 2010b).

MASH2 Coluna Lombar AP, 20cm x 40cm 80 kV; 2,5 mm Al; DFR = 115 cm Órgão/Tecido	Em pé D / INAK Gy/Gy	Em pé Erro %	Supina D / INAK Gy/Gy	Supina Erro %	Sup/Em pé razão
Glândula Adrenal	0,089	1,9	0,079	2,1	0,888
Parede da Bexiga	0,085	1,0	0,129	0,8	1,518
Parede Intestino Grosso	0,220	0,2	0,266	0,2	1,209
Rins	0,090	0,4	0,081	0,5	0,900
Fígado	0,327	0,1	0,300	0,1	0,917
Pâncreas	0,326	0,3	0,388	0,3	1,190
Parede dos Intestino Delgado	0,310	0,2	0,389	0,1	1,255
Baço	0,056	0,8	0,054	0,8	0,964
Parede do Esômago	0,436	0,3	0,444	0,3	1,018
RBM (max.)	0,045	0,6	0,058	0,5	1,289
BSC (max.)	0,061	1,3	0,080	1,2	1,311

DFR = Distância Foco Receptor.

4.4.2.2 Cálculos usando o CALDose_X online

As técnicas radiográficas podem ser descritas como uma combinação de três grupos de fatores. O primeiro grupo inclui os “fatores do paciente”, tais como, espessura anatômica e composição corporal. O segundo grupo consiste dos “fatores de imagem”, tais como, densidade óptica, contraste e resolução. O ultimo grupo inclui os “fatores de exposição técnica”, que incluem parâmetros como tensão de pico (kVp), carga do tubo (mAs) e distância foco receptor de imagem (DFR), bem como outros fatores como o uso de grade anti-difusora e filtração (BUSHONG, 2010). A Figura 62 mostra um exemplo de como o ajuste da carga do tubo varia em função da espessura do paciente para um exame radiográfico do abdome se uma técnica de valor fixo tensão de tubo é aplicada.

Atualmente, os 36 fantasmas em função da postura, altura e massa desenvolvidos neste trabalho, estão conectados ao programa CALDose_X online (<http://www.caldose.org>), o primeiro serviço dosimétrico que usa cálculos MC em tempo real via internet. Para ilustrar o funcionamento do programa e, ao mesmo tempo, apresentar dados dosimétricos para os fantasmas com diferentes percentis de massa e estatura, foram utilizados os parâmetros definidos com base no exemplo de técnica ilustrado na Figura 62 e a geometria de exposição para um exame de radiografia de abdome AP apresentada na Figura 63.

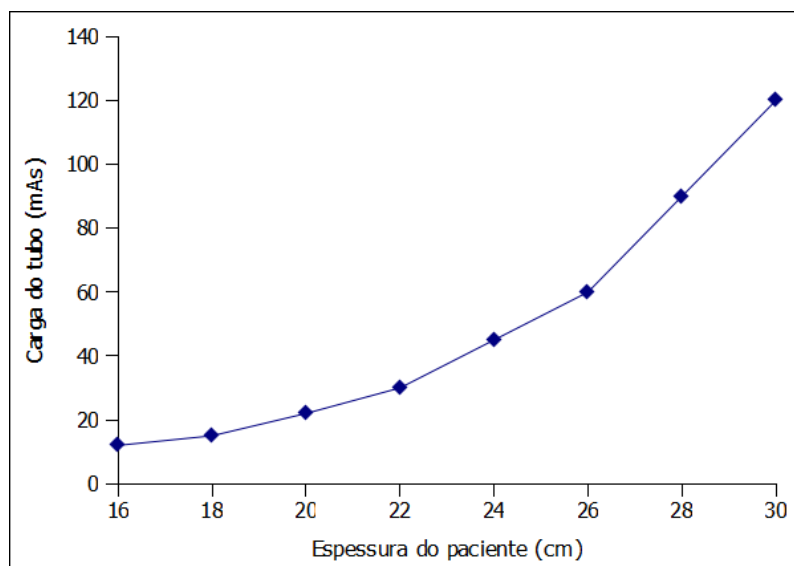


Figura 62: Valores da carga do tubo em função da espessura do paciente para a técnica de valor fixo de tensão de 80 kVp para uma radiografia abdominal AP (BUSHONG, 2010).

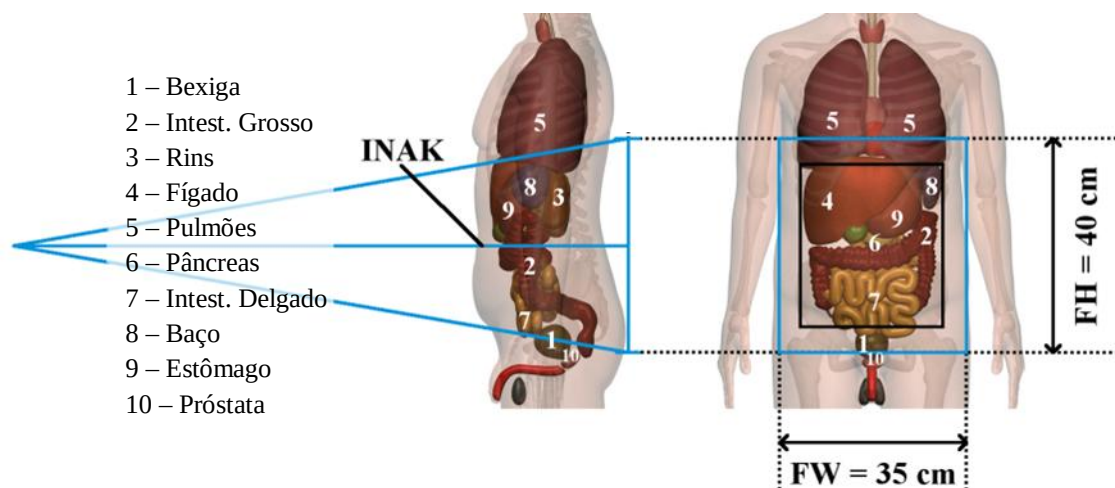


Figura 63: Radiografia de abdome AP: fantoma MSTA_m50_h50, DFR 100 cm e campo 35 x 40 cm. O retângulo azul representa as dimensões do campo no receptor plano da imagem, e o retângulo preto corresponde às dimensões do campo no plano de entrada.

As Figuras 64 - 66 apresentam os coeficientes de conversão e as doses absorvidas para o intestino grosso, estômago e fígado em função do percentil de massa para diferentes percentis de estatura. Os gráficos apresentam uma abscissa com os percentis de massa corporal e duas ordenadas: a ordenada da esquerda representa os valores dos fatores de conversão, linhas contínuas; a ordenada da direita, por sua vez representa os valores das doses absorvidas, linhas pontilhadas. As doses absorvidas foram estimadas utilizando valores de carga interpolados a partir da Figura 62 considerando o diâmetro sagital médio da região do abdome nos diferentes fantasmas e valores de INAK calculados a partir das curvas de rendimento de um tubo de raios X padrão disponível no CALDose_X.

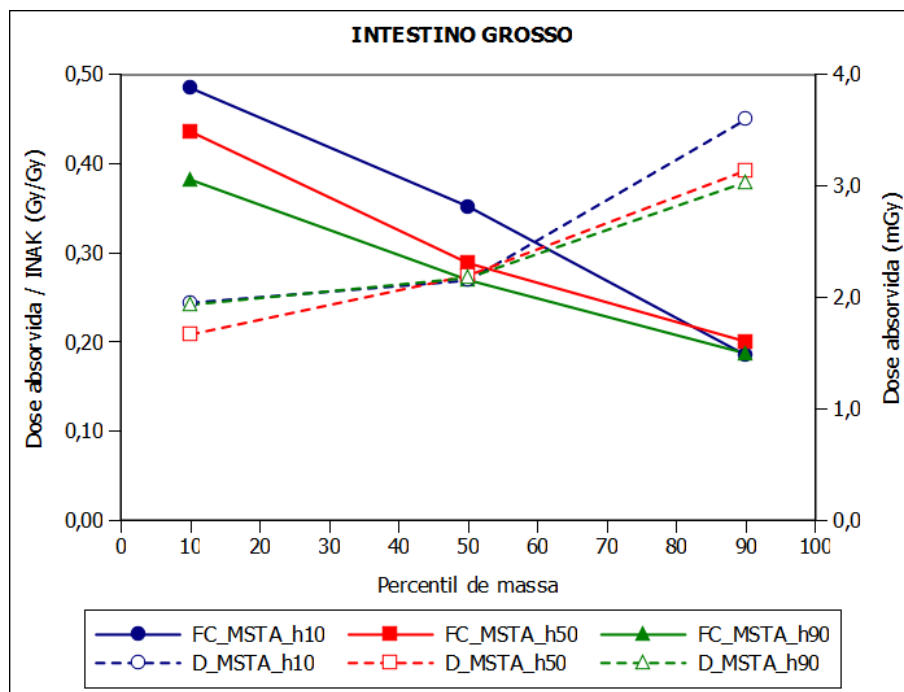


Figura 64: Fatores de conversão e valores de dose absorvida no intestino grosso calculados para pacientes masculinos. Exame radiográfico abdominal AP, técnica de tensão fixa com carga variável para tensão de 80kVp, filtração 2,5 mm de Al e DFR 100 cm.

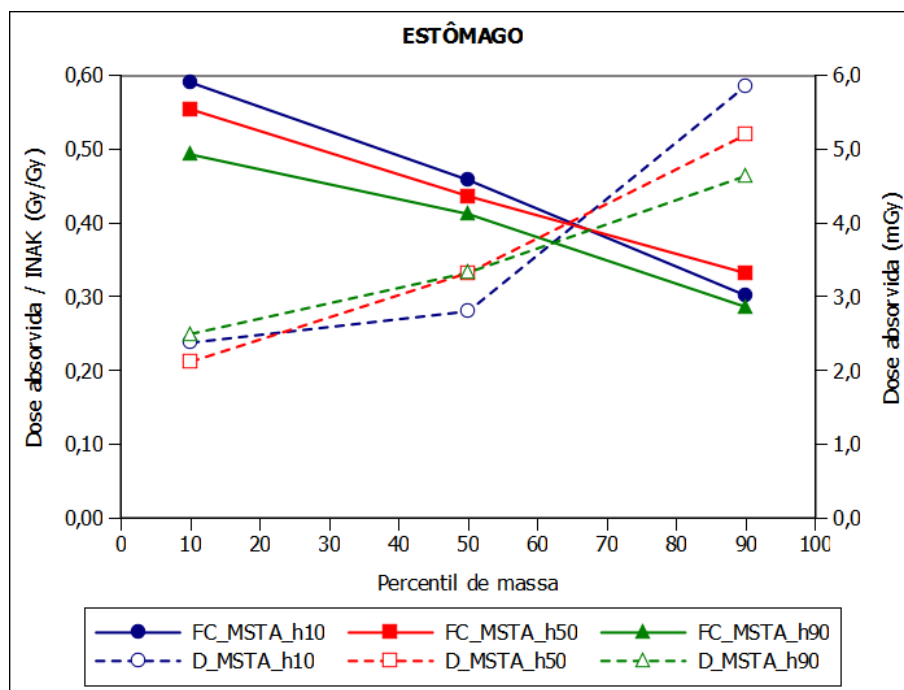


Figura 65: Fatores de conversão e valores de dose absorvida no estômago calculados para pacientes masculinos. Exame radiográfico abdominal AP, técnica de tensão fixa com carga variável para tensão de 80kVp, filtração 2,5 mm de Al e distância DFR 100 cm.

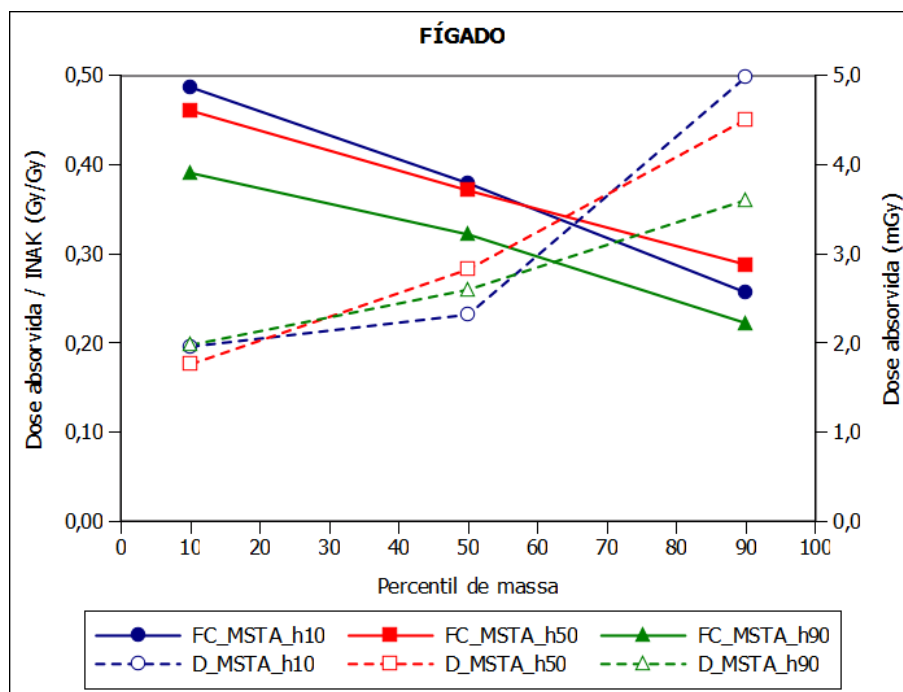


Figura 66: Fatores de conversão e valores de dose absorvida no fígado calculados para pacientes masculinos. Exame radiográfico abdominal AP, técnica de tensão fixa com carga variável para tensão de 80kVp, filtração 2,5 mm de Al e DFR 100 cm.

Os resultados refletem, em primeiro lugar, o aumento do diâmetro sagital do abdome que aumenta a camada de tecido adiposo em frente aos órgãos desta região e isto leva à redução dos coeficientes de conversão. Contudo, o aumento no diâmetro sagital também implica na necessidade do uso de uma carga maior para a realização do exame e o resultado final, calculado com os valores teóricos do INAK, é um aumento significativo da dose absorvida nos órgãos com o aumento da massa corpórea. Em segundo lugar, os resultados também refletem o efeito da estatura no cálculo dos coeficientes de conversão, geralmente, os valores foram maiores para os fantasmas de menor estatura, pois neste caso, os órgãos estão localizados na parte mais central do feixe, enquanto que para os fantasmas de estatura maior, devido aos fatores de escala aplicados, os órgãos estão parcialmente deslocados para regiões próximas à periferia do feixe.

Durante a realização dos cálculos também foi definida a idade média de 45 anos para os fantasmas e, utilizando este parâmetro e o dado de dose estimado com base nos valores teóricos do INAK, chegou-se ao gráfico, apresentado na Figura 67, do risco de indução e mortalidade por câncer por 100.000 exposições em função do percentil de massa.

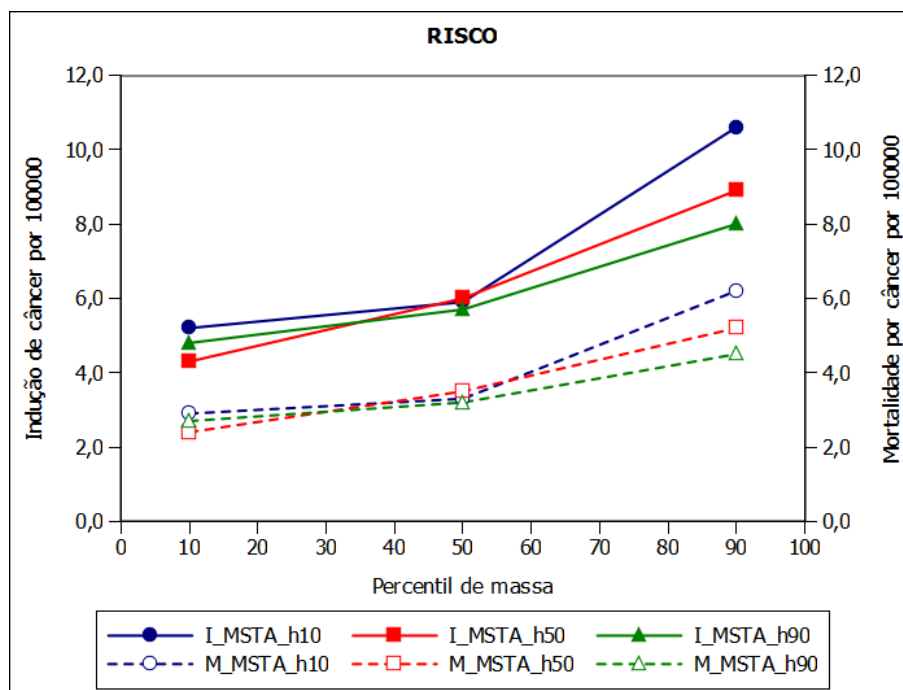


Figura 67: Fatores de risco de indução e mortalidade por câncer calculados para pacientes masculinos com idade de 45 anos. Exame radiográfico abdominal AP, técnica de tensão fixa com carga variável para tensão de 80kVp, filtração 2,5 mm de Al e DFR 100 cm.

A Figura 67 demonstra um aumento no risco radiológico para exames realizados em pacientes com maior massa corpórea e menor estatura, resultante das maiores doses absorvidas. Todavia, é importante salientar que estes dados foram calculados com base em curvas teóricas de um tubo de raios X padrão e valores de carga para uma técnica de tensão fixa e carga variável. Para um estudo mais profundo da dependência do risco em função do percentil de massa corpórea é necessário obter dados para procedimentos realizados em clínicas e hospitais, com pacientes reais.

5 CONCLUSÕES

A série de 40 fantasmas desenvolvidos neste trabalho (APÊNDICE) representam os modelos anatomicamente mais realísticos da atualidade, não somente comparados com os fantasmas antecessores MAX06 e FAX06, mas também quando comparados com as séries recentes de fantasmas desenvolvidas pelo grupo da Universidade da Flórida e pelo grupo do Instituto Politécnico Rensselaer. Enquanto outros trabalhos com fantasmas em função de massa e altura usam somente dados antropométricos dos Estados Unidos, neste trabalho, os fantasmas antropométricos foram construídos com base em populações caucasianas de muitos países, isto torna os fantasmas mais abrangentes. Nenhum outro grupo desenvolveu duas séries de fantasmas em posturas diferentes.

Vale salientar, que em virtude da tendência mundial para o aumento da massa corporal entre as populações humanas, a modelagem de fantasmas mais gordos se tornou uma necessidade. Dados estatísticos mundiais mostram que, para os indivíduos do 50º percentil, a massa corporal para homens e mulheres adultos é aproximadamente 5-6 kg maior do que a massa de referência da ICRP89.

A experiência com o software CALDose_X, lançado por Kramer e colaboradores em 2008, mostrou que a dosimetria para pacientes adultos submetidos a exames do radiodiagnóstico não pode ser satisfatória quando ela está baseada em somente um fantoma referencial para cada gênero. Os cálculos dosimétricos apresentados neste trabalho mostraram que especificamente postura e massa corporal podem influenciar as doses absorvidas de maneira significativa. Desta forma, utilizar fantasmas com massa e estatura variável na posição em pé ou supina, dependendo do protocolo do exame radiológico, é mais um passo para tornar as simulações das exposições cada vez mais específicas para o paciente.

As versões voxelizadas dos fantasmas MASH e FASH referenciais de pé e supino estão disponíveis na página www.caldose.org e já foram cedidas para mais de 140 pessoas no mundo inteiro. Os métodos desenvolvidos neste trabalho representam a “caixa de ferramentas” para o futuro, ou seja, o desenvolvimento de fantasmas infantis.

REFERÊNCIAS

BLAIR, E.; HICKAM, J. B. The effect of change in body position on lung volume and intrapulmonary gas mixing in normal subjects, **Journal of Clinical Investigation.**, v. 34, n. 3, p. 383–389, 1955.

BLENDER. Version 2.49b: Blender Foundation. Disponível em: <<http://www.blender.org/>>. Acessado em: 12 março 2010.

BUSHONG, S. C. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**, Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CARACAPPA, P. F.. **Investigation of patient dose from CT examination using the VIP-MAN Model**. Tese (mestrado) – Faculty of Rensselaer Polytechnic Institute, 2001. 43 folhas.

CASSOLA, V. F. **Acoplamento dos fantasmas tomográficos FAX06 e MAX06 ao código Monte Carlo GEANT4**. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Energia Nuclear, 2007. 97 folhas.

CASSOLA, V. F.; LIMA, V. J. M.; KRAMER, R.; KHOURY, H. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. **Physics in medicine and biology**, v. 55 133–162, 2010a.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; LIMA, V. J. M.; KHOURY, H. J. Dois fantasmas construídos a partir de superfícies mesh representando uma mulher adulta e um homem adulto, **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 4, p. 1-5, 2010b.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R., BRAYNER, C.; KHOURY. Posture-specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo-based simulations for radiological protection. **Physics in medicine and biology**, v. 55, p. 4399-430, 2010c.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R. Sobre a influência da postura do paciente na dose absorvida em órgãos e tecidos causada por exames radiológicos, **Anais XV Congresso Brasileiro de Física Médica**, vol. 1, p.1-4, 2010d.

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

DE LA GRANDMAISON, G. L.; CLAIRAND, I.; DURIGON, M. Organ weight in 684 adult autopsies: new tables for a Caucasoid population, **Forensic Science International**, v. 119, p.149-154, 2001.

DIMBYLOW, P. J.. The development of realistic *voxel* phantoms for electromagnetic field dosimetry. **Proc. Int. Workshop on Voxel Phantom Development**, National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6–7 Jul., 1995.

FISHER, H. L.; SNYDER, W. S.. Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ. **Report ORNL-4168**, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN, USA, 1967.

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

GOSS, C. M., **Gray Anatomia**, Trad. do Inglês, Editora Guarnabara Koogan S. A., Rio de Janeiro, RJ, 1147 pags, 1988.

HEART MODELING, Heart Model with Valves, Computational Visualization Center. Disponível em: <<http://ccvweb.csres.utexas.edu/ccv/projects/medx/heart/index.php>>. Acessado em: 12 de março de 2010.

HARTMANN, P.; RAMSEIER, A.; GUDAT, F.; MIHATSCH, M. J.; POLASEK, W.; GEISSENHOFF, C. Das Normgewicht des Gehirns beim Erwachsenen in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Körpergröße und Gewicht. **Pathologe**, v. 15, p. 165–170, 1994.

ICRP. Report of the Task Group on Reference Man. **ICRP Publication 23**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.

ICRP. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: The Skeleton. **ICRP Publication 70**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1995.

ICRP. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. **ICRP Publication 89**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2003.

ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP Publication 103**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2007.

ICRP. Adult Reference Computational Phantoms. **ICRP Publication 110**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2010.

IMAGEJ. Version 1.44: National Institutes of Health. Disponível em: <http://rsbweb.nih.gov/ij/disclaimer.html>. Acessado em: 12 março 2010.

IRIBARREN, C.; DARBINIAN, J. A.; LO, J. C.; FIREMAN, B. H.; GO, A. S. Value of the sagittal abdominal diameter in coronary heart disease risk assessment: cohort study in a large, multiethnic population, **Am. J. Epidemiol.**, v. 164, p. 1150–9, 2006.

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 and pediatric population. **Proc. IEEE**, v. 97, p. 2060–2075, 2009.

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 Report S-885**, National Research Centre for Health and Environment, Neuherberg, Germany, 1982.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.. MAX meets ADAM: a dosimetric comparison between a voxel-based and a mathematical model for external exposure to photons. **Physics in medicine and biology**, v. 49, p. 887–910, 2004.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; KAWRAKOW I.. Skeletal dosimetry in the MAX06 and the FAX06 phantoms for external exposure to photons based on vertebral 3D-microCT images. **Physics in medicine and biology**, v. 51, p. 6265–6289, 2006a.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LIMA, V. J. M.. MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry. **Physics in medicine and biology**, v. 51, p. 3331–3346, 2006b.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.. 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**, v. 53, n.22, p. 6437–6459, 2008.

KRAMER, R.; CASSOLA, V. F.; KHOURY, H.; VIEIRA, J. W.; LIMA, V. J. M.; BROW, KR. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations. **Physics in medicine and biology**, v. 55 163–189, 2010.

LEE C, LODWICK D, HASENAUER D, WILLIAMS JL, LEE C, REIFF, J. E.; WERNER-WASIK, M.; VALICENTI, R. K.; HUQ BOLCH WE. Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS based whole-body models. **Physics in medicine and biology**, v. 52, p. 3309–3333, 2007.

LEE C, LODWICK D, WILLIAMS JL, BOLCH WE. Hybrid computational phantoms of the 15-year male and female adolescent: Applications to CT organ dosimetry for patients of variable morphometry. **Med. Phys.**, v. 35, n. 6, p. 2366-2382, 2008.

LEE, C.; LODWICK, D.; HURTADO, J.; PAFUNDI, D.; WILLIAMS, J. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. **Physics in medicine and biology**, vol. 55, p.339-63, 2010.

MAKEHUMAN. Version 0.9.1 RC1: MakeHuman Team. Disponível em: <<http://www.makehuman.org>>. Acessado em: 12 março 2010.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. **Anatomia orientada para a clínica**, 4ª edição, Trad. do Inglês, Editora Guarnabara Koogan S. A., Rio de Janeiro, RJ, 1022 pags, 2001.

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. **Phys. Med. Biol.**, v. 55, p. 3789–3811, 2010.

OCHS-BALCOM, H. M.; GRANT, B. J. B.; MUTI, P.; SEMPOS, C. T.; FREUDENHEIM, J. L.; TREVISAN, M.; CASSANO, P. A.; IACOVIELLO, L.; SCHUNEMANN, H. J. Pulmonary function and abdominal adiposity in the general population, **Chest**, v. 129, p. 853–62, 2006.

REIFF, J. E.; WERNER-WASIK, M.; VALICENTI, R. K.; HUQ, M. S. Changes in the size and location of kidneys from supine to standing positions and the implications for block placement during total body irradiation, **Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.**, v. 45, p. 447–9, 1999.

SATO, K.; NOGUCHI, H.; ENDO, A.; EMOTO, Y.; KOGS, S.; SAITO, K. Development of a voxel phantom of Japanese adult male in upright position. **Radiat. Prot. Dosim.** v. 127, p. 205–8, 2007.

SATO K.; ENDO, A. Analysis of effects of posture on organ doses by internal photon emitters using voxel phantoms, **Phys. Med. Biol.**, v. 53, p. 4555–72, 2008a.

SATO, K.; ENDO, A.; KIMIYAKI, S. **Dose conversion coefficients using a series of adult Japanese voxel phantoms against external photon exposure**, JAEA-DATA/Code 2008-016, Japan Atomic Energy Agency, 2008b.

SCHLATT, H.; ZANKL, M.; PETOUSSI-HENSS, N. Organ dose conversion coefficients for voxel models of the reference male and female from idealized photon exposures, **Phys. Med. Biol.**, v. 52, p. 2123-45, 2007.

SEGARS W. P. **Development and application of the new dynamic NURBS-based Cardiac-Torso (NCAT) phantom.** Tese (Doutorado). Chapel Hill: Univ. North. Carol. 2001. 221 folhas.

UNSCEAR, **Sources and effects of atomic radiation, Report to the General Assembly, Annex G: Biological effects at low radiation doses.** United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 103 pags, 2000.

VIEIRA, J. W.. **Construção de um modelo computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantasmas de voxels.** Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Energia Nuclear, 2004. 88 folhas.

WILLIAMS, G.; ZANKL, M.; ABMAYR, W.; VEIT, R.; DREXLER, G.. The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods. **Physics in medicine and biology**, v. 31, p. 347–54, 1986.

XU X. G., TARANENKO V., ZHANG J., SHI C., A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods—RPI-P3, -P6 and -P9. **Physics in medicine and biology**, v. 52, p. 7023–44, 2007.

XU, X. G. Computational Phantoms for Radiation Dosimetry: A 40-Year History of Evolution, In: XU, X. G., ECKERMAN, K. F. (Org.), **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry.** Boca Raton, FL: CRC Press/Taylor and Francis, 2009. P. 3 – 41.

ZAIDI, H.; TSUI, B. M. W.. Review of Computational Anthropomorphic Anatomical and Physiological Models. **Proceedings of the IEEE** vol. 97, p. 1938-53, 2009.

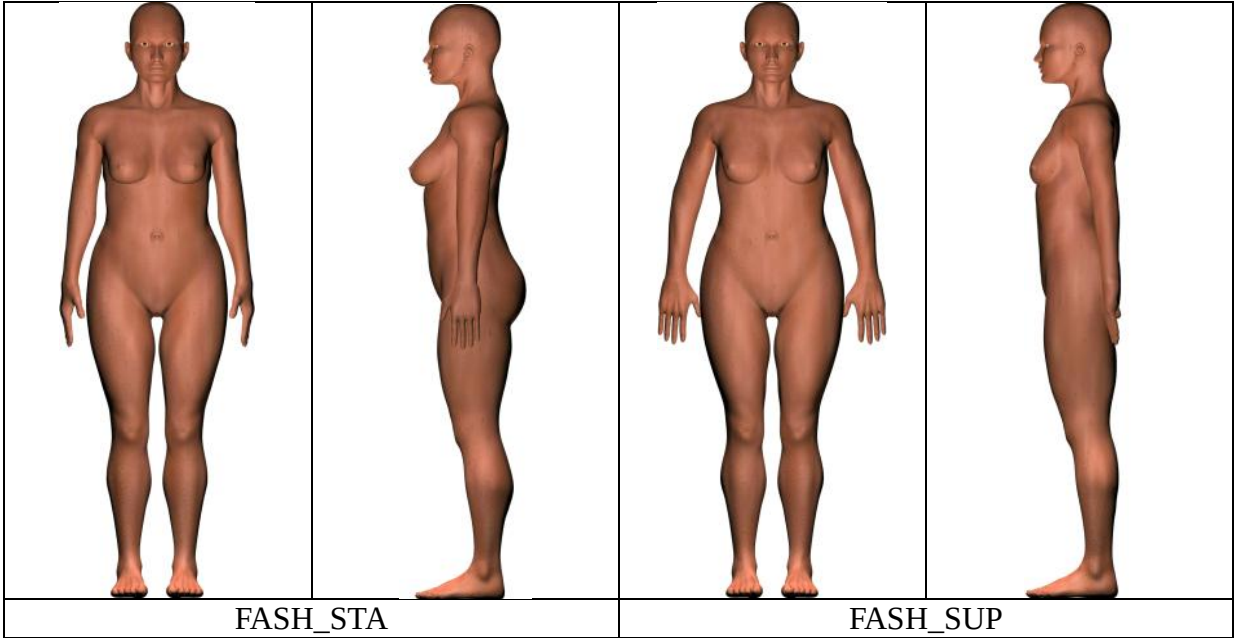
ZAIDI, H.; XU, X. G.. Computational Anthropomorphic Models of the Human Anatomy: The Path to Realistic Monte Carlo Modeling in Radiological Sciences. **Annu. Rev. Biomed. Eng.**, v. 9, p. 1.1–1.30, 2007.

ZANKL, M.; ECKERMAN, K. F.; BOLCH, W. E. Voxel-based models representing the male and female ICRP reference adult—the skeleton. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 127, p. 174–8, 2007.

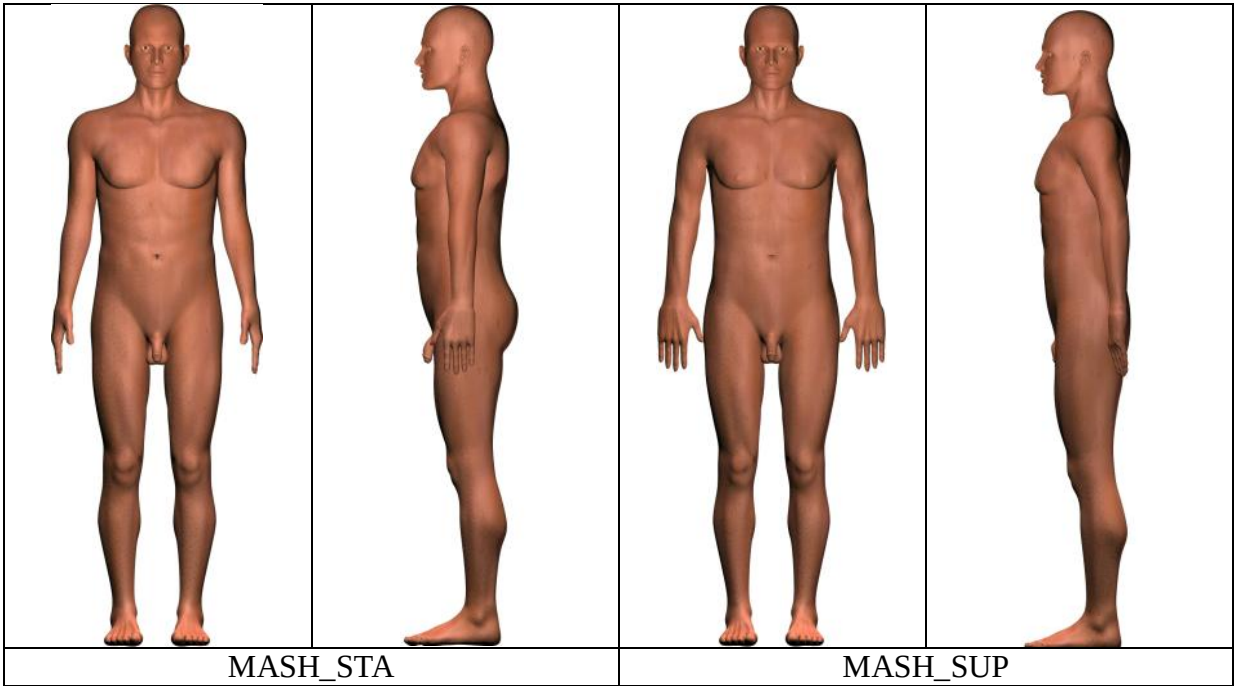
ZHANG, J.; NA, Y. H.; CARACAPPA, P. F.; XU, X. G. RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh-based, size-adjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams., **Physics in medicine and biology**, v. 54, p. 5885-908, 2009.

APÊNDICE: IMAGENS DOS FANTOMAS DESENVOLVIDOS

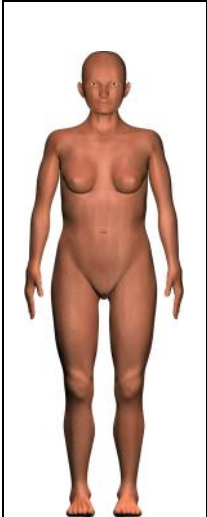
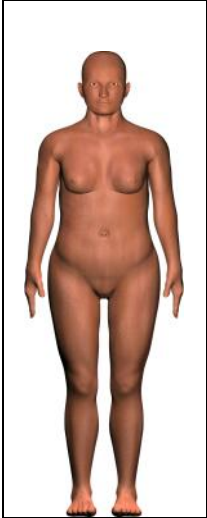
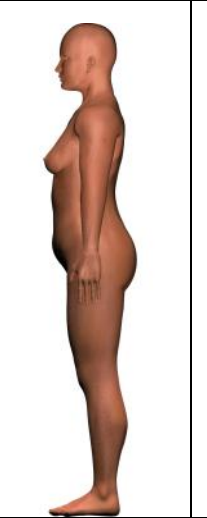
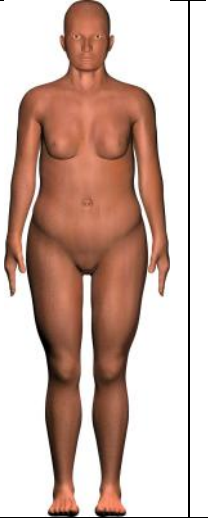
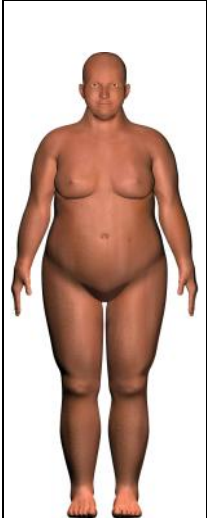
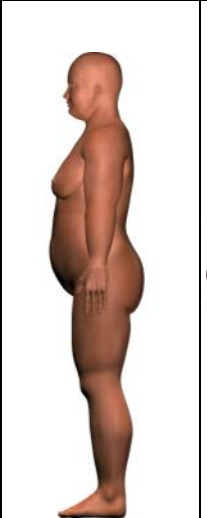
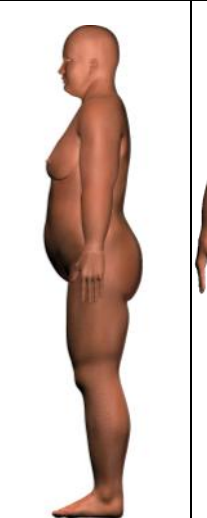
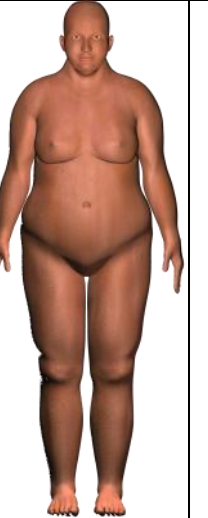
Fantomas Padrões Femininos posições em pé e supina.



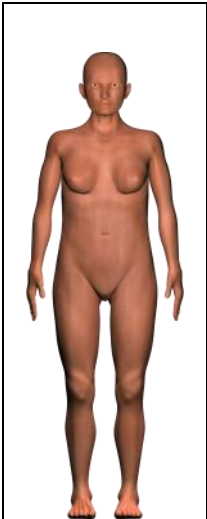
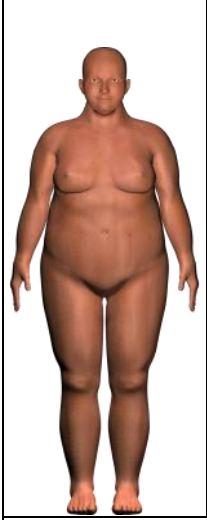
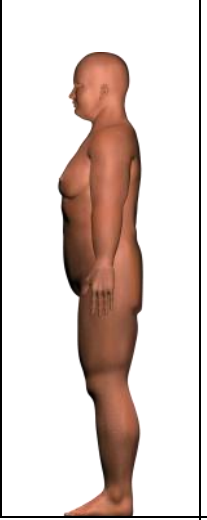
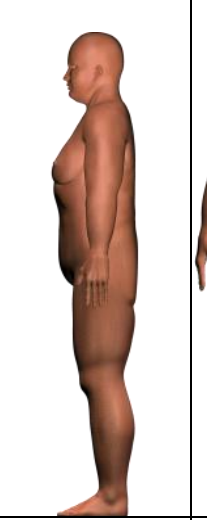
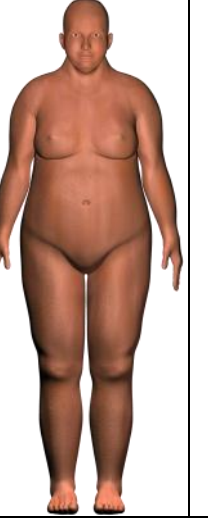
Fantomas Padrões Masculinos posições em pé e supina.



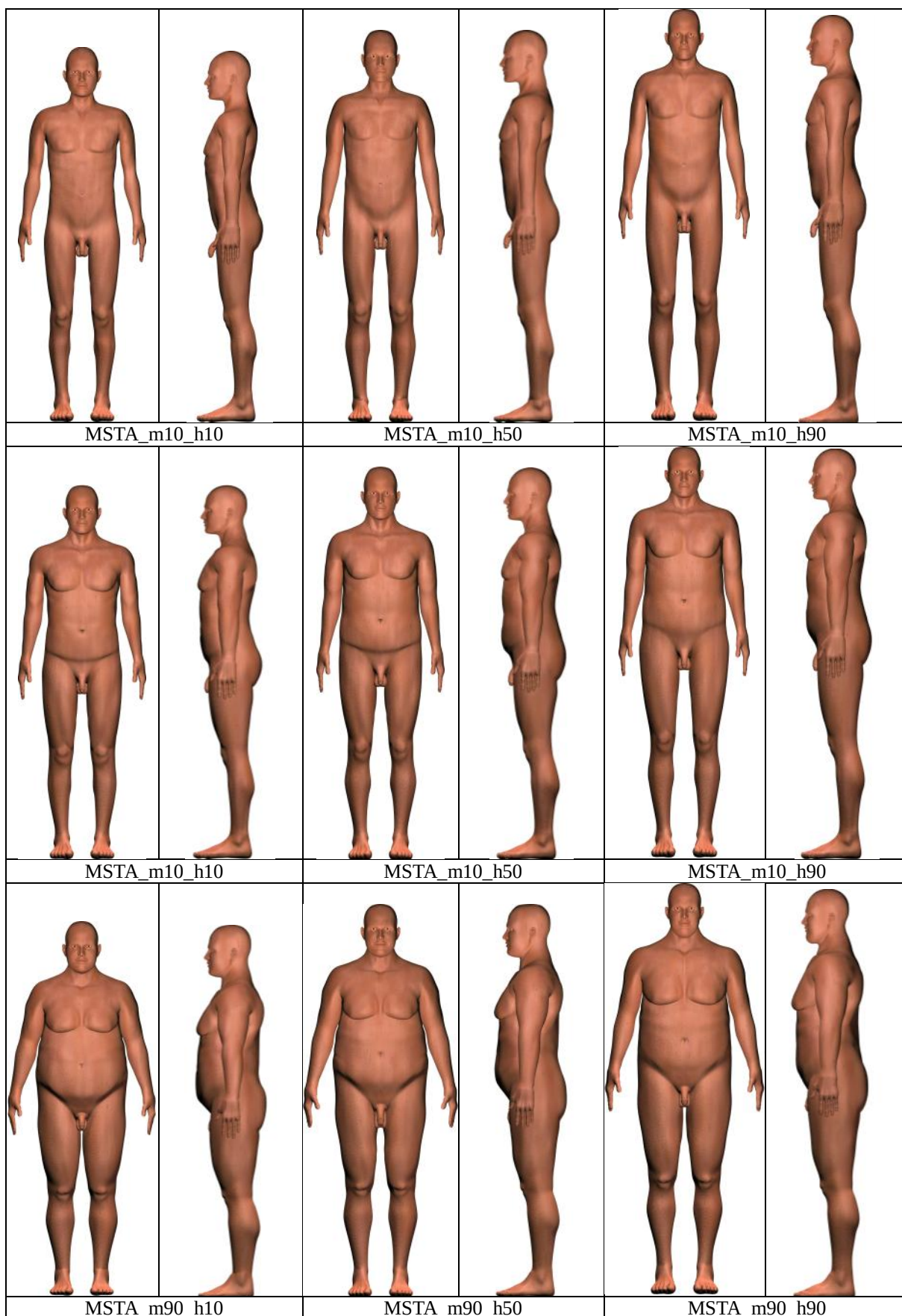
Fantomas Antropométricos Femininos em pé, série FSTA.

					
FSTA_m10_h10		FSTA_m10_h50		FSTA_m10_h90	
					
FSTA_m50_h10		FSTA_m50_h50		FSTA_m50_h90	
					
FSTA_m90_h10		FSTA_m90_h50		FSTA_m90_h90	

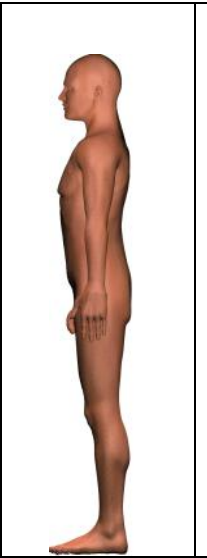
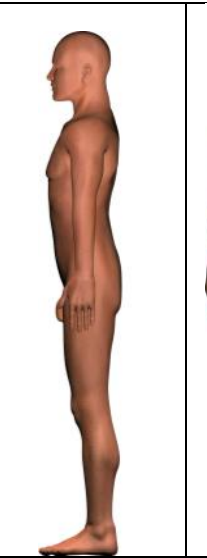
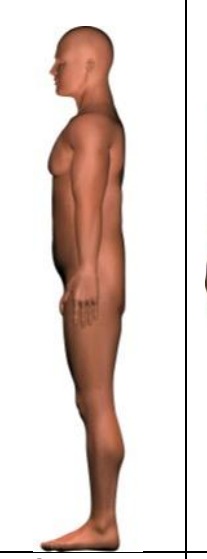
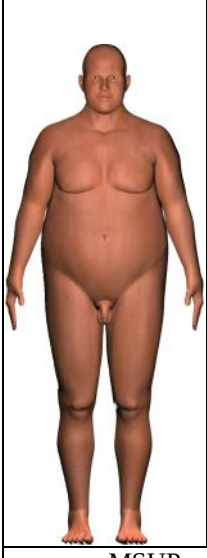
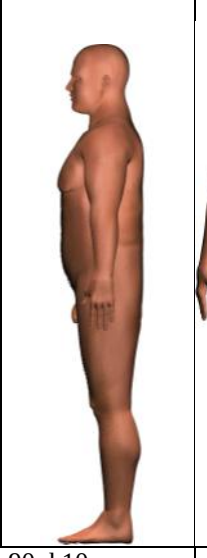
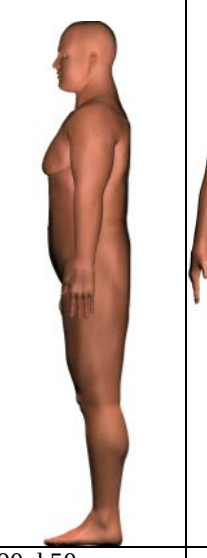
Fantomas Antropométricos Femininos na posição supina, série FSUP

					
FSUP_m10_h10		FSUP_m10_h50		FSUP_m10_h90	
					
FSUP_m50_h10		FSUP_m50_h50		FSUP_m50_h90	
					
FSUP_m90_h10		FSUP_m90_h50		FSUP_m90_h90	

Fantomas Antropométricos Masculinos na posição em pé, série MSTA



Fantomas Antropométricos Masculinos na posição supina, série MSUP

					
MSUP_m10_h10		MSUP_m10_h50		MSUP_m10_h90	
					
MSUP_m50_h10		MSUP_m50_h50		MSUP_m50_h90	
					
MSUP_m90_h10		MSUP_m90_h50		MSUP_m90_h90	