

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E  
NUCLEARES (PROTEN)

ROBERTO KENNED FLORÊNCIO DA COSTA

**RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS UTILIZANDO  
MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO DO TIPO  
FANTOMAS DE *VOXELS* / EGS4**

RECIFE

2008

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS UTILIZANDO  
MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO DO TIPO  
FANTOMAS DE *VOXELS* / EGS4**

ROBERTO KENNED FLORÊNCIO DA COSTA

**RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS UTILIZANDO  
MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO DO TIPO  
FANTOMAS DE *VOXELS* / EGS4**

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco como um dos requisitos à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. José Wilson Vieira

RECIFE

2008

**C837r**

**Costa, Roberto Kenned Florêncio da**

Radiografias digitais sintéticas utilizando modelos computacionais de exposição do tipo Fantomas de Voxels – EGS4 / Roberto Kenned Florêncio da Costa. – Recife: O Autor, 2008.  
77 f.; il., gráfs., tabs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares (PROTEN), 2008.

Inclui Referências Bibliográficas e Anexo.

**1. Modelo Computacional. 2. Código Monte Carlo. 3. Fantomas. 4. Radiografias. I. Título.**

**612.01448 CDD (22.ed.)**

**UFPE  
BCTG/2008-096**

ROBERTO KENNED FLORÊNCIO DA COSTA

**RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS UTILIZANDO  
MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO DO TIPO  
FANTOMAS DE *VOXELS* / EGS4**

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco como um dos requisitos à obtenção do título de Mestre em Ciências.

APROVADO EM: 27.03.2008

ORIENTADOR: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. José Wilson Vieira

COMISSÃO EXAMINADORA:

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dra. Ana Lúcia Bezerra Candeias – DEPART/UFPE

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Eduardo César de Miranda Loureiro – Escola Politécnica-/UPE

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dra. Laélia Pumilla Botelho Campos dos Santos - DEINFO/UFRPE

Visto e permitida a impressão

  
\_\_\_\_\_  
Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

## DEDICATÓRIA

À minha querida esposa pela paciência e apoio sempre e constante

À minha filha por me trazer felicidade na vida

Aos meus genitores por permitir uma geração

Enfim a vida pela sua existência

Dedico

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Departamento de Energia Nuclear

Ao Centro Regional de Ciências Nucleares

Ao professor José Wilson Vieira, pela fundamental orientação durante a realização do trabalho e pela convivência agradável, amigável, e, principalmente pela compreensão e dedicação.

Ao ilustre Professor Fernando Roberto de Andrade Lima pelo apoio e orientação

Aos nobres professores Viriato Leal Neto, Ferdinand de Jesus Lopes, Vanildo Melo Júnior, José de Melo, Wagner Eustáquio

A todos os professores do DEN que contribuíram para esta realização

Aos colegas do Grupo de Dosimetria Numérica do Recife (GDNR) Kleber Souza, Mariana, Renato Barreto, Konrado, Guilherme, Igor Burgo, Marcelo Severo

Aos demais colegas do curso de mestrado que estiveram também no calor da luta

A todos os colegas do curso superior de tecnologia em radiologia do CEFETPE que presenciaram as lutas diárias



# RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS UTILIZANDO O MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO DO TIPO FANTOMAS DE VOXELS/EGS4

Autor: Roberto Kenned Florêncio da Costa

Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

Co-Orientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira

## RESUMO

As imagens radiográficas quando digitalizadas podem ser agrupadas em arquivos para gerar um modelo antropomórfico de elementos de volume, chamados *fantomas* tal como o MAX (Male Adult voXel) e o FAX (Female Adult voXel). Estes fantomas acoplados a um código Monte Carlo, que simula o transporte de radiação na matéria como o EGS4 (Elétron Gama Shower-versão 4), e um algoritmo de uma fonte radioativa constituem um Modelo Computacional de Exposição (MCE). Este modelo além de possuir o código e a fonte radioativa, possui sub-pastas com os fantomas MAX/FAX e um código do usuário (USERCODE). Nas pastas dos fantomas MAX/FAX encontram-se arquivos importantes para execução do MCE, tais como: *mspectra.dat*, *o peps4.dat*, *o max/fax.data*, *o max/fax.bone.data* e *o expo.input* que contém dados operacionais do usuário e construído com a utilização do *software* FANTOMAS. Na pasta USERCODE foi declarada no arquivo *max/fax.code.mor* uma matriz, específica para este trabalho, chamada de RADDIGITAL que é preenchida pela transferência, feita pelo *software* DIP (Digital Image Processing), de valores de energia (em *keV*) dos arquivos *EnergiaPorVoxel.dat* oriundos da execução do MCE. A compilação de toda massa de dados (código EGS4, fantomas MAX/FAX com seus arquivos e os arquivos da pasta USERCODE gerou os arquivos *Max.for* e *Fax.for* que recompilados e vinculados geraram os arquivos *Max.exe* e *Fax.exe* que executam os MCE. A execução dos MCE geraram arquivos externos com informações de energia depositada nos voxels. Com estes arquivos, com o fantoma segmentado e utilizando o *software* DIP pode-se construir fantomas de saída com base em energia depositada por voxel e com base em valores de dose efetiva. Para se obter nos fantomas baseados na dose efetiva foi criado internamente no *software* DIP um vetor contendo os fatores de ponderação tecidual à radiação, aqui chamados de  $w_{DIP}$ , calculado neste trabalho com base nos dados de radiosensibilidade da ICRP 60. Desta forma, foram obtidos os fantomas contendo informações das frações de dose efetiva dos órgãos e tecidos radiosensíveis. Assim foi possível ajustar, por exemplo, a energia máxima para 255 no fantoma de saída, chamados de *fantomas sintéticos*, para se ter uma distribuição de energia resultando numa distribuição de tons de cinza similar à observada nas radiografias convencionais e nas imagens de 8 bits. Os fantomas sintéticos são uma pilha cujas vistas radiográficas sagitais, coronais e transversais, em qualquer profundidade, foram chamadas de *radiografias digitais sintéticas*, onde utilizou-se técnicas de realce de imagens digitais no domínio espacial com a utilização do *software* DIP. A utilidade clínica destes fantomas pode diminuir os erros relacionados com a excessiva repetição de exames radiográficos convencionais e reduzir assim a dose recebida pelos pacientes.

**Palavras-chaves:** Modelo computacional, Código Monte Carlo, Fantomas, Radiografias

# SYNTHETIC DIGITAL RADIOGRAPHIES UTILIZING THE MODEL COMPUTACIONAL OF EXPOSITION OF THE PHANTOM TYPE OF VOXELS/EGS4

**Author:** Roberto Kenned Florêncio da Costa

**Adviser:** Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

**Co-Adviser:** Prof. Dr. José Wilson Vieira

## ABSTRACT

Radiographic images when digitalized can be grouped in files to generate an anthropomorphic model of volume elements, called phantom as the MAX (Male Adult voXel) and the FAX (Female Adult voXel). This phantom coupled to a Monte Carlo code, that simulates the transportation of radiation in matter as the EGS4 (Electron Gamma Shower-Version 4), and an algorithm of a radioactive source, constitute a computational model of exposition (CME). This model besides having the code and radioactive source, has sub-folders with the phantoms MAX and FAX and a usercode. In the phantom folders MAX and FAX important files can be found for execution of the MCE, as *mspectra.dat*, *pegs4.dat*, *max/fax.data*, *max/fax.bone.data* and *expo.input* that have operational data of user and built by using *software* FANTOMAS. Usercode folder has in file *Max/Fax.code.mor* a special matrix, for this work, called RADDIGITAL that is filled by transference, made by the *software* DIP (Digital Image Processing), of energy values ( in *keV*) of files *EnergyForVoxels.dat* coming from CME execution. The compilation of all the data (EGS4 code, fantoma MAX and FAX with its files, and files of usercode folder generate the files *max.for* and *fax.for* that widen re-read and linked generate the files *max.exe* and *fax.exe* that execute. The execution of the CME generated external files with information on energy deposited in the *voxels*. With these files, with the segmented phantom and utilizing the *software* DIP exit can be built phantom base on the energy deposited in the *voxels* and base in the effective dose. To get in the phantoms based in the effective dose a vectors was created internally in the DIP *software* containing the factors of the tissue ponderation, here called  $w_{DIP}$ , calculated in this work base the data of radiosensitivity of the ICRP 60. This way, the phantoms including information the fractions of effective dose of the radiosensitive organs and tissues obtained. Thus it is possible to adjust, for example, the maxim energy to 255 (maximum gray tone) in the exit phantom, called synthetic phantom, resulting in a distribution of tone gray such as in conventional radiographies and in images of 8 bits. The synthetic phantoms are a pile whose seen radiographies sagittais, coronais and cross, in any depth, was utilized technics of emphasis of images digital in the spatial domain with use of DIP *software*. The clinical utility of this phantom can decrease the mistakes relates to excess repetition of the radiographic exams and thus decrease dose received by the patients.

**Keywords:** Model Computational, Code Monte Carlo, Fantomas, Radiographies.

Eu,

Já perdoei erros quase imperdoáveis, tentei substituir pessoas insubstituíveis e esquecer pessoas inesquecíveis. Já fiz coisas por impulso. Já me decepcionei com pessoas quando nunca pensei me decepcionar, mas também, decepcionei alguém. Já abracei pra proteger. Já dei risada quando não podia. Fiz amigos eternos. Amei e fui amado, mas também já fui rejeitado. Já gritei e pulei de tanta felicidade. Já vivi de amor e fiz juras eternas. “quebrei a cara” muitas vezes! Já chorei ouvindo música e vendo fotos. Já liguei só pra escutar uma voz. Me apaixonei por um sorriso. Já pensei que fosse morrer de tanta saudade e tive medo de perder alguém especial (e acabei perdendo!). Mas vivi! E ainda vivo! Não passo pela vida... E você, também não deveria passar! Viva!!! Bom mesmo é ir à luta com determinação, abraçar a vida e viver com paixão, perder com classe e vencer com ousadia, porque o mundo pertence a quem se atreve e a vida é muito para ser insignificante.

Charlie Chaplin.

## LISTA DE FIGURAS

Página

Figura 1: Imagem bidimensional de TC correspondendo a uma fatia tridimensional do paciente (BUSHBERG et al., 2002).....	23
Figura 2: Fantoma Físico do Alderson Rando usado no DEN-UFPE.....	31
Figura 3: Fantomas matemáticos: (a) MIRD-5. (b) ADAM e EVA. (c) Mulher gestante.....	32
Figura 4: Vistas coronal dos fantomas da Universidade de Yale.....	33
Figura 5: Fantoma MAX no sistema de coordenadas do EGS4 (VIEIRA, 2004).....	34
Figura 6: Vista posterior do esqueleto humano com os pontos de referência anatômica para posicionamentos radiográficos (Adaptada de <a href="http://www.geocites.com.br">www.geocites.com.br</a> ).....	37
Figura 7: Diagrama de blocos mostrando pastas e arquivos dos modelos computacionais de exposição usados.....	38
Figura 8: Arquivo <i>Mspectra.dat</i> mostrando o espectro de energia de número 24.....	39
Figura 9: Janela <i>Dados de Entrada para Criar o Expo.input</i> do <i>software</i> FANTOMAS.....	41
Figura 10: Janela do arquivo de saída <i>EnergiaPorVoxel.dat</i> mostrando valores das energias depositadas por <i>voxel</i> .....	42
Figura 11: Janela principal do <i>software</i> DIP mostrando o submenu para construção dos fantomas sintéticos.....	46
Figura 12: Janela principal do <i>software</i> DIP, destacando um dos métodos de melhoramento de imagens.....	48
Figura 13: Ilustração da convolução de uma máscara sobre uma imagem digital (adaptada de <a href="http://www.dpi.inpe.br">www.dpi.inpe.br</a> acessada em 2007).....	49
Figura 14: (a) Imagem do sol após realce por três funções lineares. (b) Seu histograma com fundo. (c) Seu histograma sem fundo.....	50
Figura 15: Ilustração de uma transformação típica para alargamento de contraste-filtragem por três funções lineares.....	51
Figura 16: Ilustração de uma transformação potencial.....	52
Figura 17: Ilustração gráfica de uma função logarítmica.....	53
Figura 18: Máscaras de Sobel. (a) na direção <i>x</i> . (b) na direção <i>y</i> (GONZALEZ e WOODS, 2002).....	54
Figura 19: Fatia 37 do fantoma sintético <i>Energia_Fax_0_ AP_5_100_35_43_XZ</i> e seu histograma.....	59
Figura 20: Ilustração gráfica para transformação por três funções lineares.....	60

Figura 21: Imagem da Figura 19a após filtragem média e uma transformação por três funções lineares. ....	61
Figura 22: Fatia 37 do fantoma sintético <i>Energia_Fax_1_ AP_5_100_43_43_XZ</i> e seu histograma. ....	62
Figura 23: Imagem da Figura 22a após filtragem média e uma transformação por três funções lineares. ....	62
Figura 24: Fatia 27 do fantoma sintético <i>Fax_0_ AP_5_100_35_43_XZ</i> . (a) com base em energia (b) com base em dose. ....	64
Figura 25: Fatia 37 do fantoma sintético <i>Dose_Fax_0_ AP_5_100_35_43_XZ</i> e seu histograma. ....	64
Figura 26: Imagem da Figura 25a após filtragem média e uma transformação por três funções lineares e seu histograma. ....	65
Figura 27: Fatia 37 do fantoma sintético <i>Dose_Fax_1_ AP_5_100_43_43_XZ</i> e seu histograma. ....	66
Figura 28: Imagem da Figura 25a após filtragem linear média 3D seguida de uma transformação por três funções lineares e seu histograma. ....	66
Figura 29: Figura 25a. (a) após filtragem média. (b) Imagem (a) após transformação por três funções lineares. (c) Imagem (b) após filtragem por Sobel. ....	67
Figura 30: Técnicas de realce alternativas em radiografias digitais sintéticas. ....	69

## LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1: Técnicas radiográficas convencionais pesquisadas para Tórax. ....	36
Tabela 2: Técnicas radiográficas convencionais pesquisadas para Abdome. ....	36
Tabela 3: Órgãos e tecidos radiosensíveis e seus fatores de peso para avaliação da dose efetiva (VIEIRA, 2004 Apud ICRP 60, 1990). ....	43
Tabela 4: Órgãos radiosensíveis do Fax e do Max, seus IDs e fatores $w_T$ e $w_{DIP}$ . ....	45
Tabela 5: Arquivos de entrada para obtenção de fantomas sintéticos usando o fantoma segmentado MAX. ....	47
Tabela 6: Arquivos de entrada para obtenção de fantomas sintéticos usando o fantoma segmentado FAX. ....	47
Tabela 7: Valores do CV (%) de órgãos e tecidos em função do volume e do número de histórias. ....	58

## LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

<b>AP</b>	Anterior-Posterior
<b>BMP</b>	Bitmap
<b>CDO</b>	Cartão Dosimétrico Odontológico
<b>CC</b>	Coeficientes de Conversão
<b>COBOL</b>	Common Business-Oriented Language
<b>CV</b>	Coeficiente de Variância
<b>C7</b>	7 <sup>a</sup> Vértebra Cervical
<b>DEN</b>	Departamento de Energia Nuclear
<b>DFF</b>	Distância Fonte-Filme
<b>DICOM</b>	Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>DIP</b>	Digital Image Processing
<b>D<sub>R</sub></b>	Dose Absorvida da radiação R
<b>E</b>	Dose Efetiva
<b>EGS4</b>	Electron Gamma Shower - versão 4
<b>FAX</b>	Female Adult voXel
<b>FDP</b>	Função Densidade de Probabilidade
<b>FORTRAN</b>	FORmula TRANslation
<b>GNA</b>	Gerador de Números Aleatórios
<b>H<sub>T</sub></b>	Dose Equivalente
<b>ICRP</b>	International Commission on Radiological Protection
<b>ID</b>	número IDentificador
<b>JPEG</b>	Joint Photographic Experts Group
<b>KERMA</b>	Kinetic Energy Released per unit MAss
<b>kVp</b>	Pico de Kilo Voltagem
<b>L1</b>	1 <sup>a</sup> Vértebra Lombar
<b>L2</b>	2 <sup>a</sup> Vértebra Lombar
<b>mAs</b>	miliAmpersegundo
<b>MAX</b>	Male Adult voXel
<b>MC</b>	Monte Carlo
<b>MCNP</b>	Monte Carlo N – Particle
<b>μCT</b>	MicroTomografia Computacional
<b>MIRD-5</b>	Medical Internal Radiation Dose

<b>PA</b>	Posterior-Anterior
<b>PET</b>	Positron Emission Tomography
<b>RC</b>	Raio Central
<b>RM</b>	Ressonância Magnética
<b>SGI</b>	Simulações Gráficas Interativas
<b>SPECT</b>	Single Photon Emission Computed Tomography
<b>Sv</b>	Sievert
<b>TLD</b>	Dosímetro TermoLuminescente
<b>TIFF</b>	Tagged Image File Format
<b>T7</b>	7ª Vértebra Torácica
<b>TC</b>	Tomografia Computadorizada
<b>UFPE</b>	Universidade Federal de Pernambuco
<b>XY</b>	Plano Transversal
<b>YZ</b>	Plano Sagital
<b>XZ</b>	Plano Coronal
<b>w<sub>T</sub></b>	Fator de Ponderação Tecidual
<b>w<sub>R</sub></b>	Fator de Ponderação da Radiação R



## SUMÁRIO

	<b>Página</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>19</b>
2.1 MODALIDADES DE IMAGENS MÉDICAS.....	19
2.1.1 <i>RADIOGRAFIA CONVENCIONAL</i> .....	20
2.1.2 <i>TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA</i> .....	22
2.1.3 <i>A IMAGEM DIGITAL</i> .....	23
2.1.4 <i>AS ORIGENS DO PROCESSAMENTO DE IMAGENS DIGITAIS</i> .....	25
2.2 USO DAS TÉCNICAS MONTE CARLO EM DOSIMETRIA .....	27
2.3 MODELOS ANTROPOMÓRFICOS DE EXPOSIÇÃO .....	30
2.3.1 <i>MODELOS ANTROPOMÓRFICOS FÍSICOS</i> .....	30
2.3.2 <i>MODELOS ANTROPOMÓRFICOS COMPUTACIONAIS: MATEMÁTICOS E DE VOXELS</i> .....	31
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>35</b>
3.1 ROTINAS TÉCNICAS PARA REALIZAÇÃO DE EXAMES RADIOGRÁFICOS CONVENCIONAIS DE TÓRAX E ABDOME .....	35
3.2 PREPARAÇÃO DOS ARQUIVOS NECESSÁRIOS À EXECUÇÃO DOS MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO FANTOMAS DE VOXELS/EGS4 .....	38
3.3 CONSTRUÇÃO DOS FANTOMAS SINTÉTICOS.....	42
3.4 TÉCNICAS DE REALCE APLICADAS ÀS IMAGENS SINTÉTICAS .....	48
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>56</b>
4.1 SIMULAÇÕES UTILIZADAS PARA CONSTRUÇÃO DOS FANTOMAS SINTÉTICOS.....	56
4.2 RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS BASEADAS EM ENERGIA.....	58
4.3 RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS BASEADAS EM DOSE.....	63
4.4 COMBINAÇÕES ALTERNATIVAS DE TÉCNICAS DE REALCE .....	67
<b>5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS.....</b>	<b>70</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>71</b>
<b>ANEXO I: FORMULÁRIO DE DOSE .....</b>	<b>77</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A radiografia convencional é um dos exames mais utilizados na medicina. Neste contexto, o filme radiográfico convencional tem sido usado há muito tempo como primeira opção no registro de imagens internas do corpo humano. Entretanto, alguns inconvenientes na realização de uma radiografia convencional podem determinar uma busca por procedimentos alternativos. Os principais inconvenientes encontrados nesta prática são: a variabilidade na qualidade da imagem obtida, a utilização de produtos químicos, a necessidade de um local adequado para o processamento do filme sensibilizado, a impossibilidade de modificar a imagem depois de adquirida e a repetição do exame por erro de técnica radiográfica ou posicionamentos do paciente (VERSTEEG, 1997).

Com a evolução tecnológica, modernos equipamentos vêm sendo construídos para facilitar procedimentos radiodiagnósticos na área médica. Utilizam-se da precisão computacional para minimizar possíveis erros associados à atividade humana. Estes equipamentos captam sinais analógicos e os convertem em sinais digitais que irão constituir as imagens digitais. Como exemplos destas imagens têm-se a tomografia computadorizada, a fluoroscopia digital, a ressonância magnética, a radiografia digital, entre outras.

A obtenção de imagens digitais pode ser fruto da interação direta dos fótons remanescentes do paciente com os receptores do equipamento utilizado, gerando assim sinais analógicos proporcionais à intensidade da radiação. Estes sinais quando inseridos em um computador são armazenados temporariamente e apresentados como uma matriz de intensidades, onde cada elemento desta matriz é o *pixel* (*picture element*), no dispositivo de visualização ou impressão.

O exemplo mais comum deste tipo de imagem digital é a tomografia que pode ser realçada no computador para, por exemplo, eliminar ruídos ou aumentar contraste, tornando-se uma ferramenta adicional de considerável relevância para o diagnóstico das patologias do paciente. Assim, estas imagens (geralmente uma pilha de imagens transversais de um corpo humano) podem ser armazenadas em algum formato familiar para usuários de computador como, por exemplo, TIFF (Tagged Image File Format), BMP (bitmap - mapa de bits) ou

JPEG (Joint Photographic Experts Group). Um conjunto destes arquivos de imagem, quando agrupado, pode formar um modelo antropomórfico de elementos de volume – o chamado fantoma (neologismo da palavra inglesa, *phantom*, usado neste trabalho como sinônimo de modelo) de *voxels* como o Golem (ZANKL; WITTMAN, 2001), o MAX (Male Adult voXel) (VIEIRA, 2004) e a FAX (Female Adult voXel) (KRAMER et al., 2004). Estes fantasmas são acoplados a códigos Monte Carlo (MC) como o Electron-Gamma Shower versão 4 (EGS4) (NELSON et al., 1985) e o MCNP (Monte Carlo N - Particle) (BRIESMEISTER, 1993). Estes códigos simulam o transporte da radiação através dos órgãos e tecidos radiosensíveis segmentados nos fantasmas, a interação da radiação com a matéria ali contida, a deposição da energia e estimam os Coeficientes de Conversão (CC) (relação entre alguma grandeza dosimétrica de interesse e grandezas mensuráveis). Usualmente, o conjunto formado pelo fantoma, pelo código MC e por algoritmos para fontes radioativas é referenciado como um modelo computacional de exposição (VIEIRA, 2004).

Em uma simulação típica para radiodiagnóstico com raios X, um modelo computacional de exposição deve conter informações adicionais como o tamanho do campo, a direção de vôo dos fótons de raios X, a energia dos fótons, a posição da fonte, a distância fonte - fantoma, entre outras. Nestas simulações, é possível salvar informações em arquivos externos relativas à energia depositada nos *voxels*. Com estes dados, pode-se reconstruir a geometria irradiada e utilizar este “fantoma de saída” como ferramenta de análise qualitativa da distribuição de dose em regiões de interesse como o tórax e o abdômen.

Neste trabalho, os fantasmas de saída são chamados de *fantomas sintéticos* e as vistas obtidas sagital, coronal ou transversalmente, em qualquer profundidade, são chamadas de *radiografias digitais sintéticas*. Segundo Gonzalez e Woods (2002), o termo imagem sintética é o tipo de imagem gerada por computador e utilizada para modelagem e visualização. Estes *fantomas sintéticos* podem se tornar uma ferramenta útil para auxílio no diagnóstico médico já que concentram informações tridimensionais da distribuição da energia depositada em cada voxel do modelo usado. Assim, esta distribuição de energia pode resultar em uma distribuição de tons de cinza similar à observada nas radiografias convencionais e nas digitais de 8 bits. Desta forma, os *voxels* com energias máxima e mínima podem, por exemplo, ser rotulados para o intervalo entre 0 e 255, respectivamente nos fantasmas sintéticos.

Portanto, o objetivo deste trabalho foi de utilizar modelos computacionais de exposição como o MAX / EGS4 (VIEIRA, 2004) ou o FAX / EGS4 (KRAMER et al., 2004) para produzir *radiografias digitais sintéticas* que serão realçadas com a utilização do *software* DIP (Digital Image Processing) (VIEIRA et al., 2007) para uma melhor percepção humana.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Os tópicos deste capítulo são: modalidades de imagens médicas, a imagem digital, as origens do processamento de imagem digital, o uso das técnicas Monte Carlo em dosimetria e modelos antropomórficos de exposição.

### 2.1 MODALIDADES DE IMAGENS MÉDICAS

Desde que Röntgen, em 1895, descobriu a existência de uma radiação até então desconhecida, capaz de atravessar materiais, ser parcial ou totalmente absorvida por eles e fixar-se em anteparos, a dinâmica dos exames médicos sofreu drásticas mudanças. Com a descoberta dos raios X, há pouco mais de 100 anos, tornou-se possível não só a visualização de estruturas internas do corpo humano como também o diagnóstico de anomalias. Neste contexto, o avanço na aquisição, processamento e armazenamento de imagens médicas permitiram o aperfeiçoamento de diagnósticos e tratamentos de doenças de diversas naturezas. Vale salientar que as imagens médicas podem ser classificadas em duas modalidades que são a anatômica e a funcional. Desta forma, cada modalidade atua de forma diferenciada. Ambas visam ressaltar as diferenças entre os diversos tipos de tecidos existentes no corpo humano, fazendo com que estruturas anatômicas de interesse sejam visualizadas com eventual praticidade. A modalidade anatômica objetiva identificar morfologias. Assim, radiografias convencionais, tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultrassonografia adequam-se a esta modalidade. As modalidades funcionais são aquelas que têm o objetivo de adquirir informação a respeito da fisiologia de determinada estrutura orgânica. Incluem-se nesta última, as cintilografias, SPECT (*single photon emission computed tomography*), PET (*positron emission tomography*), e outras modalidades da medicina nuclear (MAINTZ et al., 1998). Na seqüência, apresentam-se as principais características da formação de imagens médicas para dois tipos de exames da modalidade anatômica que são a radiografia

convencional e a tomografia computadorizada, visto que vários dos problemas relacionados com estes exames podem ser minimizados com o emprego de técnicas de processamento de imagens digitais. O objetivo aqui é fornecer uma base teórica que possa relacionar imagens médicas da modalidade anatômica e processamento de imagens digitais.

### **2.1.1 RADIOGRAFIA CONVENCIONAL**

Na radiografia convencional a imagem se forma em conseqüência, entre outras coisas, da interação dos fótons de raios X com a matéria. Esses fótons atravessam o objeto, sofrendo atenuações, causadas pela sua absorção total ou parcial. O nível de absorção depende dos elementos constituintes desse objeto. Dentro do corpo humano, por exemplo, ossos, músculos e gordura absorvem os fótons com diferentes níveis de absorção, levando a diferentes atenuações e, conseqüentemente, diferentes intensidades de radiação que chegam ao anteparo (filme radiográfico) no qual a imagem será formada. Isto resulta em diferentes tons de cinza. É essa diferença que possibilita a formação do contraste, permitindo a identificação de estruturas anatômicas. Portanto, os raios X constituem radiação ionizante e o uso excessivo deste tipo de radiação pode trazer prejuízos ao organismo humano. Por isso, é fundamental que exista um controle a fim de que a dose de radiação recebida pelo paciente não cause mais prejuízo do que o benefício ao paciente. Alguns fatores contribuem para o aumento da dose absorvida, como o aumento da tensão e o aumento da corrente para a produção de fótons e, ainda, o prolongamento do tempo de exposição. A seguir são apresentados alguns problemas inerentes a esta modalidade que influenciam na formação da imagem (CURRY et al., 1990)

O efeito da radiação espalhada pode ser diminuído com a utilização de grades que consistem em peças compostas por uma série de faixas de chumbo igualmente espaçadas. Acopladas ao sistema, o seu funcionamento ideal permite a absorção da radiação espalhada sem absorver a radiação primária e, então, proporcionar o máximo contraste no filme sem aumentar a exposição do paciente. No processamento de imagens, a forma de minimizar o efeito da radiação espalhada é estabelecer procedimentos que uniformizem os diferentes

valores de energia depositada e aumente o contraste da imagem, considerando uma determinada região.

A distorção na imagem radiográfica pode também ser resultante da magnificação desigual de diferentes partes do mesmo objeto exposto. Muitas vezes a magnificação é desigual devido ao posicionamento do objeto. A distorção da imagem pode variar para diferentes partes do feixe de raios X, em virtude das diferentes localizações do mesmo objeto em relação ao filme. A penumbra também constitui uma forma de distorção. Consiste em uma região de borramento que contorna a imagem real do objeto no filme (SCHIABEL et al., 1994).

A sobreposição de estruturas anatômicas é outro aspecto que exerce grande influência no reconhecimento padrão, considerando que a imagem radiográfica convencional é a representação bidimensional de um objeto tridimensional. Assim, dependendo do posicionamento das estruturas internas do corpo humano a imagem resultante pode apresentar sobreposição destes elementos, transformando dois ou mais objetos em um bloco único. Uma possível solução para esta questão é o processamento da imagem a partir de projeções diferentes do mesmo objeto, de forma que a localização de possíveis estruturas e o relacionamento entre suas localizações forneçam aos médicos mais subsídios para o diagnóstico correto. Outra maneira de solucionar a questão seria o processamento e a reconstrução de imagens tridimensionais.

O contraste e a resolução espacial também são características das imagens que podem prejudicar o diagnóstico. Na imagem radiográfica o contraste refere-se à diferença de densidades entre áreas. Se o objeto cuja imagem está sendo registrada é formado por diferentes elementos e cada um desses elementos apresenta diferentes níveis de absorção dos fótons de raios X, então, o padrão a ser registrado no filme apresentará diferentes intensidades. Quanto maior for a diferença entre as intensidades, maior será o contraste percebido e, provavelmente, maior facilidade será oferecida para interpretação médica. Além disso, para que seja utilizado um esquema computadorizado para reconhecimento de estruturas, os filmes radiográficos convencionais precisam ser digitalizados ou, então, a imagem precisa ser adquirida digitalmente. Os equipamentos utilizados para esse processo variam muito em termos de escala de cores (ou níveis de cinza) oferecidas e resolução espacial. As cores (ou níveis de cinza) estão diretamente relacionadas com o contraste.

Geralmente uma faixa de densidades ópticas do filme é representada por um único valor na escala de cores durante a digitalização. A resolução espacial, por sua vez, refere-se à quantidade de pontos por unidade de medida permitirá uma maior ou menor percepção de detalhes na imagem (DHAWAN et al., 1988).

Apesar dos problemas aqui citados estarem relacionados às imagens radiológicas convencionais, muitos deles estão presentes em imagens obtidas de outras modalidades, como nas imagens tomográficas abordadas na seqüência.

### **2.1.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Tal como a radiografia convencional, a tomografia computadorizada (TC) baseia-se no princípio de os raios X serem apenas parcialmente absorvidos pelo corpo. A diferença é que na anterior o feixe de raios X é piramidal e a imagem obtida a partir de uma projeção e na tomografia o feixe é emitido por uma pequena fenda e tem a forma de leque. Nos tomógrafos, o tubo de raios X gira 360 graus em torno da região do corpo do paciente a ser estudada e a imagem obtida é tomográfica, ou seja, são obtidas “fatias” da região investigada. Outra diferença entre o aparelho de raio X convencional e o tomógrafo é que neste os detectores de fótons são posicionados em oposição ao feixe e giram concomitantemente ao feixe. Os fótons emitidos dependem da espessura do objeto e de sua capacidade de absorção. A funcionalidade dos detectores de fótons de um tomógrafo é transformar os fótons remanescentes do paciente em sinais analógicos que, no computador, são convertidos em sinais digitais e apresentados numa matriz de intensidades. As imagens tomográficas podem ser obtidas em dois planos: axial (perpendicular ao maior eixo do corpo) e o coronal (visão frontal). Após a sua obtenção, recursos computacionais podem permitir reconstruções no plano sagital (paralelo à sutura sagital do crânio) ou reconstruções tridimensionais. A principal vantagem da tomografia é permitir o estudo de seções transversais do corpo vivo. É uma alternativa em relação às imagens radiográficas convencionais uma vez que a detecção ou o estudo de anomalias que não seria possível senão através de métodos invasivos. Quanto às desvantagens é a grande quantidade de radiação X imprimida ao paciente e o seu elevado preço, especialmente quando comparada com outros métodos como a radiografia convencional (ARIMURA et al., 2004).

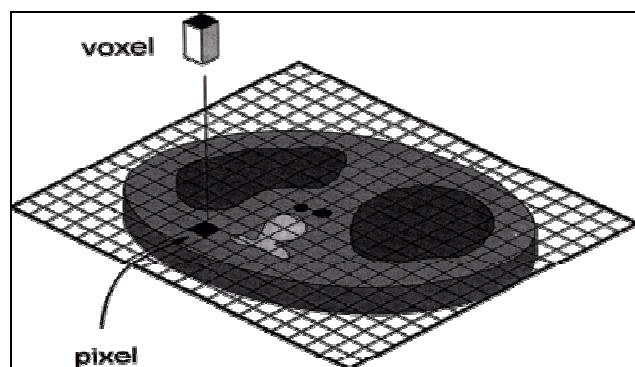


Muitas outras máquinas modernas são capazes de construir imagens digitais a partir de sinais analógicos. Como exemplos, têm-se a ressonância magnética nuclear, o PET, o SPECT, o fluoroscópio digital, a ultrassonografia digital e assim por diante. Sendo assim, aborda-se na seqüência a imagem digital.

### 2.1.3 A IMAGEM DIGITAL

No sentido comum, imagem é uma representação gráfica de objetos existentes ou criados. No contexto deste capítulo, a imagem de interesse é aquela produzida por computador que se assemelha a uma foto – ou seja, é uma região retangular do espaço na qual em cada ponto percebe-se uma cor ou uma intensidade de tons de cinza. Portanto, uma imagem digital é uma coleção cujos elementos constituintes (*pixels* ou *voxels*) representam quantidades físicas, como por exemplo, a intensidade da radiação.

Segundo Abreu (2003), a imagem digital pode ser obtida através de duas formas: diretamente através de sensores eletrônicos ou óticos sensíveis à radiação e indiretamente, através de radiografias convencionais que são convertidas para o formato digital através de câmeras de vídeos ou *scanners*. A Figura 1 apresenta uma imagem digital com sua grade de *pixels* destacando o *voxel* (BUSHBERG et al., 2002).



**Figura 1:** Imagem bidimensional de TC correspondendo a uma fatia tridimensional do paciente (BUSHBERG et al., 2002).

A função  $f(x,y)$  representa uma imagem digital na qual  $(x, y)$  são as coordenadas espaciais e  $f$  é uma intensidade armazenada no *pixel*. Esta função pode ser descrita matricialmente, onde cada elemento desta matriz,  $f(x, y)$ , organizado como na Equação 1, constitui a intensidade de um *pixel* da imagem.

$$f(x, y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0, M-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1, M-1) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ f(N-1,0) & f(N-1,1) & \dots & f(N-1, M-1) \end{bmatrix} \quad (1)$$

Usualmente, a construção de uma imagem digital requer a captura, o armazenamento, o processamento e a visualização de informações. Para a aquisição ou captura de imagens digitais, dois elementos são necessários: o primeiro é um dispositivo físico que seja sensível a um espectro de energia eletromagnética (como raios X, ultravioleta, visível ou infravermelha) e que produza um sinal elétrico de saída proporcional a um nível de energia percebida, como os detectores dos tomógrafos; o segundo é um digitalizador que é um dispositivo que converte a saída elétrica (analógica) para uma forma digital. O armazenamento no computador das informações geradas no processo de aquisição convencional é feito de forma digital. Então, pode-se armazenar a pilha de informações geradas no computador em arquivos externos. O processamento de imagens digitais envolve procedimentos que são expressos em forma algorítmica. Assim, as funções de processamento de imagens podem ser implementadas em *software* específico. Usualmente, técnicas computacionais que funcionam bem em uma área podem se mostrar totalmente inadequadas em outra. A visualização de uma imagem digital envolve dispositivos físicos como monitores, impressoras ou até multimídias (SCURI, 1999).

Especificamente neste trabalho, para as radiografias sintéticas aqui produzidas, o sistema de captação é o modelo computacional de exposição que fornecerá arquivos de saída com a energia por *voxel* e / ou fração de Dose Efetiva ( $E$ ), normalizadas para um intervalo de tons de cinza. O sistema de armazenamento das informações pode ser por meio de um conjunto completo das imagens 2D, isto é, do fantoma sintético. Já o sistema de processamento pode ser por um *software* específico tal como o DIP, onde técnicas de realce serão utilizadas para melhorar a visualização do conjunto de imagens.

#### 2.1.4 AS ORIGENS DO PROCESSAMENTO DE IMAGENS DIGITAIS

A primeira grande utilidade de técnicas de processamento de imagens digitais é voltada para percepção humana. Uma das primeiras aplicações de imagens digitais foi na indústria jornalística, quando os primeiros retratos foram enviados por cabos submarinos de Londres para Nova Iorque. A introdução do sistema de transmissão de quadros de imagens por cabo Bartlane no início dos anos 1920 reduziu bastante o tempo de transmissão de uma imagem através do Atlântico para menos de três horas. Um equipamento de impressão especializada codificava as imagens para transmissão por cabo e, então, as reconstruía no receptor final. Alguns dos problemas iniciais no melhoramento da qualidade visual destas primeiras imagens digitais estavam relacionados com a seleção dos procedimentos de impressão e a distribuição dos níveis de intensidade. Com o despertar do interesse em realizar algum tipo de tratamento das imagens adquiridas foi que, por volta do final de 1921, surgiu uma técnica baseada na reprodução fotográfica feita de fitas perfuradas no terminal de recepção do telégrafo. Os primeiros sistemas Bartlane eram capazes de codificar imagens com apenas 5 níveis distintos de tons de cinzas e aumentou para 15 níveis em 1929.

Por volta de 1964, utilizaram-se técnicas de computacionais para processar imagens da lua transmitidas pelo *Ranger 7* ao Jet Propulsion Laboratory para corrigir vários tipos de distorções de imagens provenientes das bordas das câmeras de televisão. Em paralelo às aplicações espaciais, as técnicas de obtenção de imagens médicas digitais começaram a ser usadas no final dos anos 1960. A invenção da tomografia computadorizada axial (início dos anos 1970) é um dos mais importantes eventos na aplicação de processamento de imagens em diagnóstico médico. Além da medicina e dos programas espaciais, as técnicas de obtenção de imagens digitais são atualmente usadas em diversas aplicações. Assim é importante utilizar procedimentos computacionais para realçar a qualidade das imagens dos exames de raios X e de outras imagens usadas na indústria e ciências biológicas. Do mesmo modo, geógrafos utilizam as mesmas técnicas ou similares para estudar os padrões de poluição do ar e de imagens de satélite.

A segunda maior área de aplicação das técnicas de realce consiste em solucionar problemas relacionados com percepção de máquinas, fato que não é objetivo deste trabalho.

Por outro lado, a expansão das redes de comunicação em banda larga via internet tem criado oportunidades sem precedentes para o crescimento contínuo do processamento de imagens digitais. Dentre os diversos campos de processamento de imagens digitais, dois são utilizados neste trabalho: melhorar a informação pictórica para interpretação humana e manipular os atributos da imagem para armazenamento, transmissão e visualização.

Para organizar o estudo do processamento de imagens digitais, uma proposta útil consiste em considerar processos de baixo nível, processos de médio nível e processos de alto nível. Os processos de baixo nível envolvem operações preliminares como processamento de imagem para reduzir ruídos, ajuste de contraste e ampliação ou redução do intervalo dinâmico da escala de tons de cinza. Neste processo, a característica principal é que tanto suas entradas quanto suas saídas são imagens. O processamento de médio nível em imagens envolve tarefas como segmentação (partição de uma imagem em regiões ou objetos), descrição destes objetos para reduzi-los a um formato que possa ser processado pelo computador e classificação (reconhecimento) dos objetos individuais. Caracteriza-se pelo fato de que suas entradas geralmente são imagens, mas suas saídas são atributos extraídos destas imagens (por exemplo, número de bits, variações bruscas das quantidades digitais dos tons de cinza e assim por diante). Finalmente, o processamento de alto nível envolve a funcionalidade de um conjunto de objetos organizados em algoritmos para, por exemplo, analisar aspectos das imagens e tomar decisões (GONZALEZ e WOODS, 2002).

Na área médica, os computadores começaram a ser usados para processamento de imagens a partir de 1970. Os primeiros processamentos utilizavam uma série de imagens de medicina nuclear que descreviam movimentos de radiofármacos em órgãos específicos. Atualmente, são numerosas as modalidades de aquisição de imagens digitais que contribuem para a medicina em geral, como por exemplo, imagens TC (Tomografia Computadorizada), RM (Ressonância Magnética), SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) e PET (Positron Emission Tomography) (BUSHBERG et al., 2002).

Dependendo do sistema de processamento de imagens digitais utilizado, o usuário pode dispor das informações geradas em formatos de imagens computacionais. Estas informações podem ser salvas em um arquivo contendo, além dos dados da pilha de imagens em si, informações sobre os ajustes de pós-processamento como nome do arquivo, largura e altura da imagem em *pixels*, número de imagens, número de bits por *pixel*, largura da janela e

nível que alteram o contraste de tons de cinza, entre outros. A partir deste ponto, o arquivo pode ser usado para tarefas subseqüentes como ajustes de resolução e visualizações em monitores e/ou filmes (BUSHONG, 1997).

A utilização de imagens foi possível devido aos avanços em tecnologia computacional e a implementação em linguagens modernas de algoritmos de manipulação e interpretação. Na área médica vai desde o diagnóstico até o pós-operatório, passando pelo treinamento dos profissionais (NIKOLAIDIS; PITAS, 2001). Neste contexto, os fantasmas sintéticos aqui desenvolvidos podem ser úteis para que o médico disponha também de alguma informação qualitativa sobre a distribuição de dose no corpo. No caso particular de imagens tomográficas, os fantasmas sintéticos podem ser usados até pelo técnico radiologista para planejar o exame requisitado melhorando, por exemplo, o contraste entre regiões da imagem, a escolha de parâmetros físicos ou até utilizar algum *software* específico para adequar a informação pictórica das imagens para visibilidade humana.

Para o presente trabalho foi utilizado o *software* DIP (Digital Image Processing) que realiza, dentre atividades específicas, conversões de arquivos de imagens e realce de imagens (VIEIRA et al., 2007). Praticamente todas as técnicas de realce no domínio espacial contidas em Gonzalez e Woods (2002) foram implementadas neste *software*.

## 2.2 USO DAS TÉCNICAS MONTE CARLO EM DOSIMETRIA

As técnicas de simulação Monte Carlo (MC) são reconhecidas na literatura como uma importante ferramenta na estimativa de doses absorvidas no corpo humano devidas à radiação ionizante (TURNER et al., 1985). Os métodos numéricos que são conhecidos como métodos MC podem ser descritos como métodos estatísticos de simulação, onde a simulação estatística é definida, em termos gerais, como sendo qualquer técnica que utilize seqüências de números aleatórios em alguma parte do problema tratado (VIEIRA, 2001).

Aplicações bastante freqüentes em dosimetria numérica são os cálculos de probabilidades de interações de fótons e elétrons com a matéria em raios X diagnósticos ou então as interações dos raios gama, emitidos por radiofármacos, com órgãos e tecidos em

medicina nuclear. Basicamente, as exigências para seu uso é que o sistema considerado possa ser descrito por funções de densidade de probabilidade (*fdp*), utilize um gerador de números aleatórios (GNA), possa gerar múltiplas “jogadas” ou “histórias” e tomar o resultado desejado como uma média dos resultados observados. Assim, uma vez satisfeitas estas condições, a simulação MC pode ser executada buscando-se uma amostragem aleatória de uma *fdp*.

Em dosimetria, as técnicas MC promovem simulações computacionais do transporte de radiações ionizantes na matéria. A interação de partículas com o meio é um evento probabilístico por natureza. Não se pode assegurar, por exemplo, a distribuição de distância do voo de um determinado número de partículas ou se a interação ocasionou absorção ou espalhamento das mesmas depositando energia e produzindo partículas secundárias. Assim, a determinação da distribuição de doses (absorvida e efetiva, por exemplo) envolve cálculos computacionais com o uso das técnicas Monte Carlo, permitindo o cálculo da energia depositada em estruturas anatômicas de interesse utiliza estas técnicas.

Neste estudo, a “história” de cada fóton simulado inicia no ponto de incidência sobre a superfície do fantoma, desde que já se tenha definidos sua posição ( $x, y, z$ ), sua direção e energia iniciais. A passagem dos fótons de raios X através dos órgãos e tecidos do corpo humano, suas interações com os átomos do meio e a avaliação da energia depositada são algumas das tarefas realizadas pelo código MC utilizado neste trabalho, que é o EGS4 (NELSON et al., 1985). A escolha deste código está fundamentada por possuir bastante credibilidade junto à comunidade científica especializada e também por está disponível para uso não comercial na página eletrônica <http://rcwww.kek.jp/research/egs/egs4> (2006).

Técnicas MC são bastante usadas nos cálculos computacionais que envolvem o transporte de radiação em órgãos e tecidos do corpo humano. São utilizadas para realizar simulações no computador das distribuições de dose para fontes internas, externas e para radioproteção (TURNER et al., 1985).

Muitos trabalhos realizados no DEN – UFPE (Departamento de Energia Nuclear- Universidade Federal de Pernambuco) utilizaram as técnicas Monte Carlo para fazer simulações envolvendo fótons e elétrons. Loureiro (1998) implementou as técnicas MC para obtenção de CC entre dose equivalente e exposição na superfície da pele, permitindo estimar a distribuição de dose em pacientes submetidos a radiografias odontológicas; adaptou o código-fonte ADAM.FOR (KRAMER et al., 1982 Apud LOUREIRO, 1998) para utilizar as técnicas

MC; validou estas adaptações avaliando parâmetros como idade do paciente, distância fonte-pele, área de campo na pele e a tensão do equipamento nos CC.

Vieira (2001) aplicou as técnicas Monte Carlo para cálculo de taxas de dose absorvida determinando curvas de isodose e reduziu o custo computacional no planejamento da braquiterapia; desenvolveu o programa GNATestes, em linguagem C, para validar a eficiência de geradores de números aleatórios com testes estatísticos; utilizou técnicas Monte Carlo associadas a distribuições uniformes como: método do valor médio para calcular a integral de Sievert; o método dos pontos aleatórios para gerar as coordenadas  $(x,y,z)$  das curvas de isodose em campo com uma fonte linear; desenvolveu o programa Isievert que serviu para aferir a eficiência de geradores de números aleatórios, como o UNI (MARSAGLIA, 2006), nos cálculos de integrais com singularidade.

Loureiro (2002) desenvolveu um programa de computador McvoxEL, em linguagem Delphi, para simular o transporte de radiação em modelos tomográficos; melhorou o processo de segmentação de órgãos e tecidos tornando-o semi-automático; validou seu programa comparando resultados dosimétricos deste com similares publicados; obteve radiografias virtuais com imagens de cortes sagitais, coronais e transversais mostrando regiões de isodose. Vale salientar que estas radiografias virtuais são bastante similares às radiografias sintéticas aqui desenvolvidas.

Santos (2006) desenvolveu um modelo computacional de exposição acoplado o código Monte Carlo EGS4 ao fantoma de *voxels* MAX para avaliar dose absorvida em seres humanos expostos a fontes externas de radiação em situações acidentais. Para isto, uma fonte pontual generalizada foi desenvolvida para ser colocada em posições arbitrárias em relação ao corpo humano.

Além das técnicas MC, existem modelos antropomórficos de exposição que também são ferramentas importantes para dosimetria e radioproteção, uma vez que não se pode medir diretamente a energia depositada pelas radiações nos órgãos e tecidos radiosensíveis. Estes modelos são apresentados na seqüência e foram divididos em modelos físicos e computacionais, sendo estes últimos subdivididos em matemáticos e voxelizados.

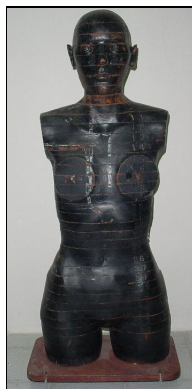
## **2.3 MODELOS ANTROPOMÓRFICOS DE EXPOSIÇÃO**

Em virtude de não se poder medir diretamente a dose ou a energia depositada pelas radiações nos órgãos e tecidos radiosensíveis, são utilizados modelos antropomórficos como ferramentas importantes para dosimetria e proteção radiológica. Estes modelos foram sendo desenvolvidos e atualizados por pesquisadores da área para atingir melhores informações sobre alguma grandeza dosimétrica de interesse. A presente seção faz uma abordagem dos principais modelos antropomórficos construídos e utilizados pelos estudiosos em dosimetria.

### ***2.3.1 MODELOS ANTROPOMÓRFICOS FÍSICOS***

Um modelo físico heterogêneo bastante utilizado nos laboratórios de dosimetria é o Alderson-Rando (ALDERSON et al., 1962). Este modelo físico desde sua origem é composto por um esqueleto humano (tronco e cabeça), revestido com dois tipos de material: um com densidade similar à do tecido mole humano e outro com densidade similar à dos pulmões. O volume total deste modelo é composto por fatias com pequenos furos onde são alocados Dosímetros Termoluminescente (TLD) usados nas experiências. Os fantomas Alderson-Rando atuais foram construídos com base nas características biofísicas do homem de referência da ICRP 89 (2003). Existem duas versões desse fantoma: uma similar a um adulto masculino típico com estatura de 175 cm e massa corporal de 73,5 kg e outra equivalente a um adulto feminino típico com estatura de 155 cm e massa corporal de 50 kg, apresentada na Figura 2 e utilizada no Laboratório de Metrologia do DEN-UFPE.





**Figura 2:** Fantoma Físico do Alderson Rando usado no DEN-UFPE.

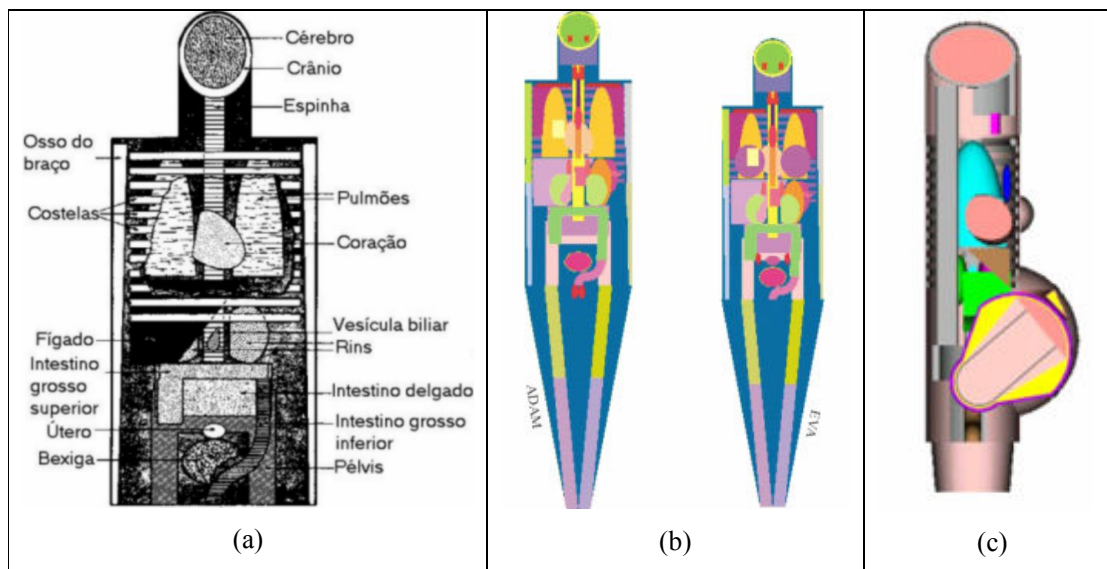
Santos (2006) realizou procedimentos experimentais utilizando o Alderson-Rando do DEN-UFPE, dosímetros cilíndricos termoluminescentes e uma fonte de Césio-137. Suas medidas foram organizadas em razões entre carga elétrica acumulada nos dosímetros por carga elétrica em um dosímetro de referência. Também foi desenvolvido neste trabalho um Alderson-Rando virtual similar aos fantasmas de *voxels* do DEN-UFPE. Este fantoma foi acoplado ao código EGS4 e os resultados das simulações dosimétricas foram organizados em razões entre dose absorvida nos mesmos pontos das medidas reais e uma dose de referência.

### ***2.3.2 MODELOS ANTROPOMÓRFICOS COMPUTACIONAIS: MATEMÁTICOS E DE VOXELS***

A necessidade de representações melhoradas do corpo humano para que pudessem fornecer estimativas de dose mais precisas levou ao desenvolvimento dos modelos antropomórficos computacionais, subdivididos em matemáticos e voxelizados. Conceitualmente, a função de um modelo antropomórfico é representar, da melhor maneira possível, o corpo humano com seus órgãos e tecidos radiosensíveis.

Nos modelos antropomórficos matemáticos, os órgãos do corpo são representados por formas geométricas tais como superfícies planas, cilíndricas, cônicas, elípticas ou esféricas. Um exemplo de fantoma matemático de importante contribuição para dosimetria é o fantoma

MIRD-5 (Medical Internal Radiation Dose Committee, pamphlet n. 5), mostrado na Figura 3a (SNYDER et al., 1978), onde se observa, por exemplo, que os intestinos são representados por paralelepípedos e o útero por uma elipsóide. Diversas representações de crianças e adolescentes de várias idades tomaram este modelo como referência (VIEIRA 2004 apud HWANG et al., 1975; JONES et al., 1976; DEUS; POSTON, 1976; CRISTY, 1980),



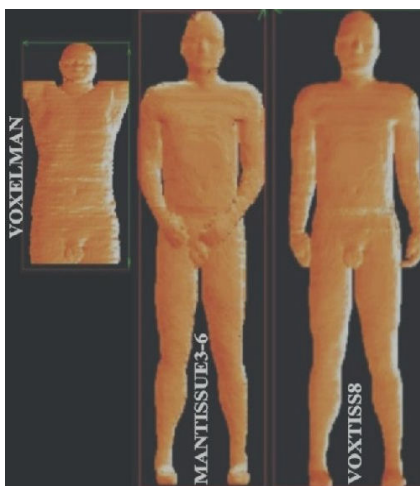
**Figura 3:** Fantomas matemáticos: (a) MIRDO-5. (b) ADAM e EVA. (c) Mulher gestante.

Ainda com base no MIRDO-5, Kramer et al (1982) construíram os modelos matemáticos ADAM e EVA apresentados na Figura 3b para avaliar doses em exposições externas a fótons. Stabin et al (1995) utilizaram modelos matemáticos de fêmea não grávida e em diferentes períodos de gestação (3, 6 e 9 meses) para calcular frações específicas de energia para dosimetria interna. A Figura 3c mostra uma vista de perfil deste fantoma.

Os fantomas matemáticos contribuíram para importantes avanços no estudo da distribuição de doses pelo corpo humano. Porém, a complexidade da anatomia humana foi um considerável empecilho para aquisição de resultados mais realísticos. Assim foi necessário construir modelos mais precisos e eficientes com relação à representação da anatomia humana e a obtenção de quantidades dosimétricas de interesse. Aliado ao avanço computacional, Zubal et al (1994) construíram o modelo VOXTISS8, apresentado na Figura 4. Este modelo está disponível na página eletrônica da Universidade de Yale (<http://noodle.med.yale.edu/zubal>, 2006) em um arquivo binário chamado voxt\_tiss8.dat que

contém os IDs dos órgãos e tecidos segmentados. Na verdade, os dados disponíveis por Zubal constituem três fantasmas de *voxels* segmentados (Figura 4). São eles:

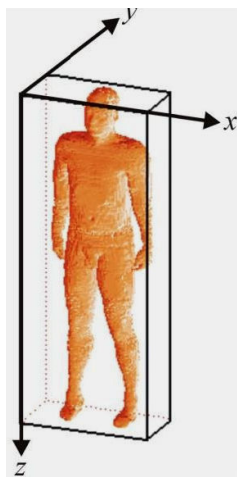
- O VOXELMAN: Composto de cabeça e tronco de um adulto masculino;
- O MANTISSUE3-6: O VOLXEMAN acrescentado das pernas e dos braços do Visible Man (SPITZER; WHITLOCK, 1998);
- O VOXTISS8: O MANTISSUE3-6 com os braços estirados. O VOXTISS8 é uma pilha de 492 *pixels* ao longo do eixo *z*, 192 *pixels* ao longo do eixo *x* e 96 *pixels* ao longo do eixo *y*, com *voxels* cúbicos de 0,36cm de resolução.



**Figura 4:** Vistas coronal dos fantasmas da Universidade de Yale.

A Figura 5 apresenta o fantoma MAX no sistema de coordenadas cartesianas do EGS4, onde a direção *z* indica o sentido de varredura. A matriz 3D do MAX possui as seguintes características:

- Dimensões de um *voxel* ( $XL, YL, ZL$ ) = (0,36 cm, 0,36 cm, 0,36 cm);
- 158 *pixels* ao longo do eixo *x* (colunas);
- 74 *pixels* ao longo do eixo *y* (linhas);
- 487 fatias ao longo do eixo *z*;
- Limite máximo no eixo *x*, em cm: 56,88 cm = 158 *pixels* x 0,36 cm;
- Limite máximo no eixo *y*, em cm: 26,66 cm = 74 *pixels* x 0,36 cm;
- Limite máximo no eixo *z*, em cm: 175,32 cm = 487 *pixels* x 0,36 cm;



**Figura 5:** Fantoma MAX no sistema de coordenadas do EGS4 (VIEIRA, 2004).

Em 2004, o fantoma FAX (KRAMER et al., 2004) foi desenvolvido a partir da varredura por TC de uma mulher de 37 anos. Este fantoma também é apresentado no mesmo sistema de coordenadas do EGS4, com as mesmas dimensões, com exceção para o eixo  $z$  que consiste de 453 fatias e um limite máximo para este eixo de:  $453 \text{ pixels} \times 0,36 \text{ cm} = 163,08 \text{ cm}$ .

Em 2006, foram construídas versões atualizadas do MAX (VIEIRA, 2004) e do FAX (KRAMER et al., 2004) chamadas de MAX06 (KRAMER et al., 2006) e FAX06 (KRAMER et al., 2006) que incluíram novas regiões segmentadas como as vias aéreas superiores, os nódulos linfáticos e as glândulas salivares de acordo com o conceito revisado para dose efetiva e também segmentou regiões do osso cortical, do osso esponjoso, do tecido medular e da cartilagem, possibilitando, com o uso de imagens de  $\mu$ CT (MicroTomografia Computacional) do esqueleto, a microdosimetria óssea.

Em 2007, Leal Neto utilizou fantasmas de *voxels* acoplado ao código EGS4 para realizar simulações MC. Construiu uma interface gráfica do usuário chamada de VoxelDose que lê um banco de dados com diversas simulações de exames de radiodiagnóstico e retorna em um arquivo de texto ou impresso o resultado solicitado baseado em informações técnicas que o usuário deve passar para o programa.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para alcançar os objetivos deste trabalho foram desenvolvidos os *fantomas sintéticos* e realizaram-se melhoramentos no domínio espacial das imagens digitais destes fantomas, sempre focando a percepção humana. Estas tarefas podem ser resumidas nos tópicos:

- Consultar a literatura sobre as rotinas técnicas para realização de exames radiográficos convencionais de tórax e abdome.
- Preparar os arquivos necessários para a utilização dos modelos computacionais de exposição.
- Obter arquivos de texto com valores de energia por *voxel*, utilizando os modelos computacionais de exposição *MAX/EGS4* ou *FAX/EGS4*. Na seqüência deste trabalho estes arquivos são referenciados por *EnergiaPorVoxel.dat*.
- Utilizar o *software* DIP para leitura dos arquivos *EnergiaPorVoxel.dat* para construir os *fantomas sintéticos* e realizar melhoramentos nas pilhas de imagens resultantes.

#### 3.1 ROTINAS TÉCNICAS PARA REALIZAÇÃO DE EXAMES RADIOGRÁFICOS CONVENCIONAIS DE TÓRAX E ABDOME

Rotinas técnicas são orientações que, segundo a literatura, os técnicos radiologistas utilizam em suas atividades diárias para poder realizar os exames dos pacientes em clínicas e hospitais (BONTRAGER, 2003). As Tabelas 1 e 2 descrevem as técnicas radiográficas pesquisadas, e utilizadas nas simulações deste trabalho, para exames de tórax e abdome nas incidências AP (Anterior-Posterior) e PA (Posterior-Anterior) utilizando a posição ortostática, que constitui a postura anatômica correta do paciente em relação à mesa de exame.

**Tabela 1:** Técnicas radiográficas convencionais pesquisadas para Tórax.

Incidência AP	Incidência PA
Paciente em posição ortostática	Paciente em posição ortostática
Filme: 35 x 43 cm	Filme: 35 x 43 cm
Sentido do Filme em relação ao paciente: transversal/ longitudinal	Sentido do Filme em relação ao paciente: transversal/ longitudinal
Grade antidifusora	Grade antidifusora
Técnica:	Técnica:
kVp <sup>*</sup> : 80 a 100 kVp	kVp <sup>*</sup> : 110 a 125 kVp
mAs <sup>**</sup> : 1,7mAs	mAs <sup>**</sup> : 3 mAs
Filtro: 2,5 mm /Alumínio	Filtro: 2,5 mm /Alumínio
RC <sup>***</sup> : ao nível do corpo do osso externo	RC <sup>***</sup> : ao nível da vértebra T7
DFF <sup>****</sup> : 100 cm	DFF <sup>****</sup> : 100 cm
Estruturas anatômicas: órgãos do tórax	Estruturas anatômicas: órgãos do tórax
Patologias que envolvem o tórax	Patologias que envolvem o tórax

\* kVp = voltagem de pico, \*\* mAs = miliAmpersegundo, \*\*\* RC = raio central, \*\*\*\*DFF = Distância Fonte-Filme

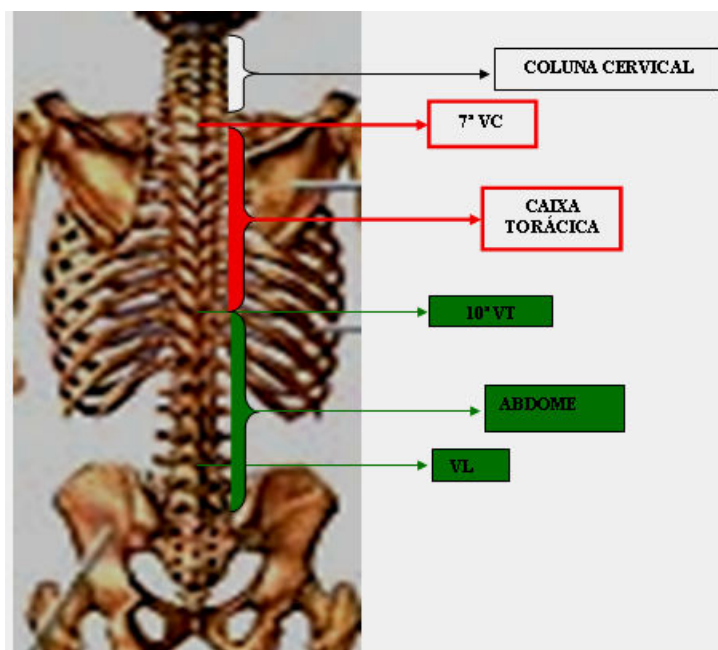
**Tabela 2:** Técnicas radiográficas convencionais pesquisadas para Abdome.

Incidência AP	Incidência PA
Paciente em posição ortostática	Paciente em posição ortostática
Filme: 43 x 43 cm	Filme: 43 x 43 cm
Sentido do Filme em relação ao paciente: longitudinal	Sentido do Filme em relação ao paciente: longitudinal
Grade antidifusora	Grade antidifusora
Técnica:	Técnica:
kVp <sup>*</sup> : 70 a 80 kVp	kVp <sup>*</sup> : 70 a 80 kVp
mAs <sup>**</sup> : 15 mAs	mAs <sup>**</sup> : 22 mAs
Filtro: 2,5 mm /Alumínio	Filtro: 2,5 mm /Alumínio
RC <sup>***</sup> : ao nível da crista ilíaca	RC <sup>***</sup> : ao nível da crista ilíaca
DFF <sup>****</sup> : 100 cm	DFF <sup>****</sup> : 100 cm
Estruturas anatômicas: órgãos do abdômen	Estruturas anatômicas: órgãos do abdome
Patologias que envolvem o abdômen	Patologias que envolvem o abdome

\* kVp = voltagem de pico, \*\* mAs = miliAmpersegundo, \*\*\* RC = raio central, \*\*\*\*DFF = Distância Fonte-Filme

A Tabela 1 apresentou de forma resumida rotinas de técnicas radiográficas para as incidências AP e PA para exames de tórax. As informações desta Tabela foram utilizadas como dados operacionais para o *software* FANTOMAS na construção dos arquivos *Expo.input*. Estas informações foram as dimensões do filme são 35 x 43 cm, com sentido longitudinal ou transversal, o tipo de projeções (AP ou PA), a voltagem de pico (kVp) de 80 a 100 kVp (tipo de espectro no arquivo *Mspectra.dat*) e a Distância Fonte-Filme (DFF) de 100 cm. No caso da Tabela 2 estas informações também foram utilizadas, porém com algumas modificações já que a região anatômica irradiada é o abdome. Assim, o que muda basicamente é a voltagem de pico (kVp) e as dimensões do campo irradiado.

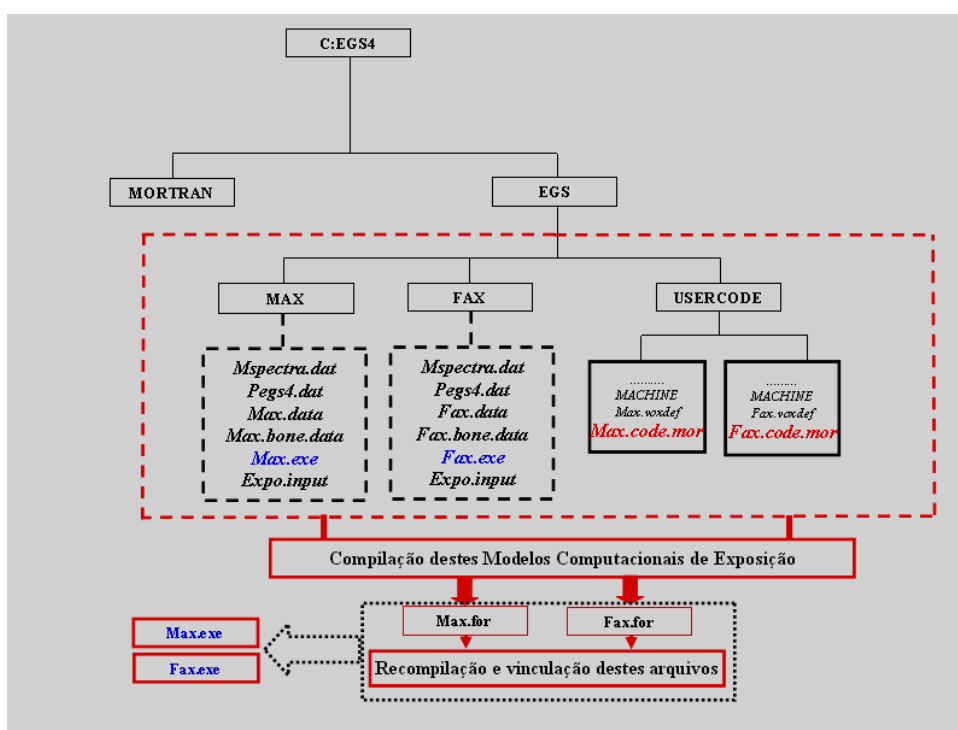
A Figura 6 apresenta uma visão geral do esqueleto humano indicando limites anatômicos para o tórax e abdome. Assim, anatomicamente o tórax fica delimitado superiormente pelo processo espinhoso da 7ª vértebra Cervical (C7) e inferiormente pela borda superior da 10ª vértebra Torácica (T10). Por outro lado, o abdome é delimitado superiormente pela borda inferior da T10 e inferiormente pela borda superior da 1ª/2ª vértebra Lombar (L1 e L2, respectivamente). Estas referências anatômicas servem de base para que os técnicos radiologistas posicionem o RC. Assim, por exemplo, se o objetivo for realizar uma radiografia de tórax o RC deverá ser posicionado no ponto médio entre as vértebras C7 e T10. No caso de radiografia de abdome o posicionamento de RC deve ser no ponto médio entre T10 e L1/L2.



**Figura 6:** Vista posterior do esqueleto humano com os pontos de referência anatômica para posicionamentos radiográficos (Adaptada de [www.geocities.com.br](http://www.geocities.com.br)).

### 3.2 PREPARAÇÃO DOS ARQUIVOS NECESSÁRIOS À EXECUÇÃO DOS MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO FANTOMAS DE VOXELS/EGS4

Para executar os modelos computacionais de exposição do tipo FANTOMAS DE VOXELS/EGS4, é necessário preparar alguns arquivos de texto. A Figura 7 mostra um diagrama de blocos indicando todas as ramificações de um modelo computacional de exposição dentro do computador. Cada bloco representa pastas do EGS4, contendo arquivos do pacote original instalado ou arquivos produzidos pelo usuário. É importante que cada instância deste diagrama seja corretamente posicionada para que não ocorram erros durante compilação e vinculação da massa de dados.

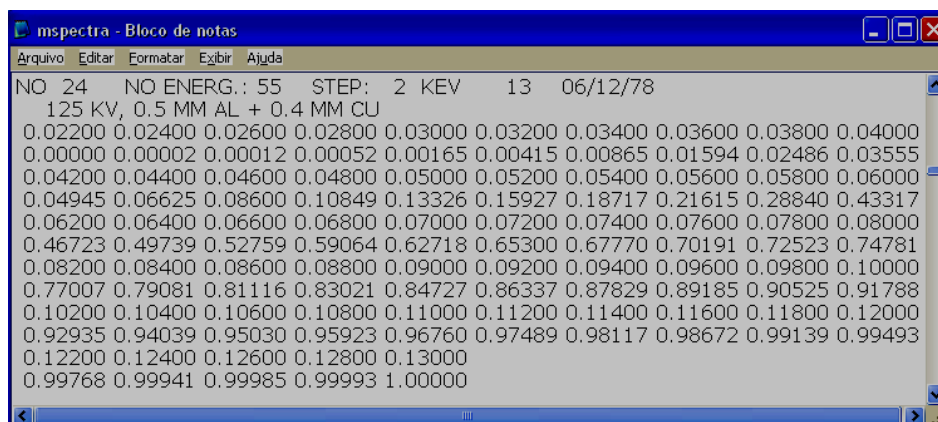


**Figura 7:** Diagrama de blocos mostrando pastas e arquivos dos modelos computacionais de exposição usados.



Inicialmente, o usuário do EGS4 deve colocar a pasta com os dados disponíveis no seu computador, por exemplo, em C:\EGS4. Esta pasta principal é constituída de duas outras chamadas de EGS e MORTRAN. Em EGS o usuário organiza o seu modelo computacional. A pasta MORTRAN não é manipulada pelo usuário. No caso da Figura 7, a pasta secundária EGS é constituída de outras três pastas: MAX e FAX, que contêm arquivos específicos para cada fantoma; USERCODE (código de usuário), que contém sub-pasta com os códigos desenvolvidos pelo usuário para cada modelo. Se, por exemplo, houver uma pasta C:\EGS4\EGS\fantoma, também haverá a pasta C:\EGS4\EGS\USERCODE\fantoma. Na seqüência, são descritos os arquivos de texto que compõem as sub-pastas MAX, FAX e USERCODE do diagrama de blocos da Figura 7.

- *Mspectra.dat*: Contém um catálogo de 61 espectros de energia com seus respectivos Identificadores (ID). Alguns destes espectros já foram utilizados em publicações do DEN-UFPE (LOPES FILHO et al., 2006, MENEZES et al., 2006; 2007, LEAL NETO, 2007). Nas simulações deste trabalho foram usados os espectros 5 e 24, específicos para diagnósticos com raios X. A Figura 8 apresenta o espectro de ID 24. Internamente este arquivo está organizado da seguinte forma: na primeira linha observam-se o ID do espectro, o quantitativo de energias, o incremento de energia, o número total de linhas do espectro e a data em que foi gerado. Na segunda linha, observam-se a tensão de pico, a dimensão do filtro e a camada semi-redutora. A partir da terceira linha, podem-se ver nas linhas ímpares os valores de energia e nas pares suas respectivas probabilidades acumuladas.



**Figura 8:** Arquivo *Mspectra.dat* mostrando o espectro de energia de número 24.

- *Pegs4.dat*: Contém os intervalos de energias para fótons e elétrons, as composições elementares dos órgãos dos fantasmas e suas seções de choque em função da energia;
- *Fantoma.data*: Geometria dos fantasmas MAX e FAX, organizada num formato especial;
- *Fantoma.bone.data*: Arquivos auxiliares contendo a geometria dos esqueletos dos fantasmas em tons de cinza, para uso na dosimetria óssea;
- *Expo.input*: Contém os dados operacionais de entrada do modelo computacional de exposição. As informações que constituem este arquivo são: o tipo de exame, o ID do espectro de energia, as dimensões do voxel, a distância fonte-filme, as dimensões do campo e outros parâmetros específicos para uma dada simulação MC.

A Figura 9 apresenta a janela *Dados de Entrada para Criar Expo.input* do software FANTOMAS, onde o usuário deve digitar os dados de entrada da simulação Monte Carlo para construção do arquivo *Expo.input*. Na primeira caixa de edição, deve-se escolher a região anatômica do corpo que deseja irradiar digitando 0 para tórax ou 1 para abdome. Na segunda caixa, deve-se escolher o ID do espectro de energia com base nos rótulos contidos no arquivo *Mspectra.dat* (no caso específico deste trabalho, foram os espectros de ID 5 e 24). Na terceira, quarta e quinta caixas, têm-se pré-fixadas as dimensões do *voxel* do fantoma. Na sexta caixa, deve-se digitar a distância fonte-filme (DFF). Na sétima e oitava, as dimensões do campo a ser irradiado. Na nona, o ID = 6 para uma projeção AP e ID = 7 para projeção PA. Na décima, o número de histórias usado na simulação. Na décima - primeira, encontra-se pré-fixada a energia de corte para elétrons. Na décima - segunda caixa de edição deve-se digitar o nome base dos arquivos de saída. No exemplo da Figura 9, o nome base foi montado usando o esquema *Fantoma\_TipodeExame\_Projeção\_EspectrodeEnergia\_DFF\_CampoIrradiado*. Por fim, ao clicar no botão *Aplicar*, o arquivo *Expo.input* é criado.

A pasta USERCODE contém internamente além das pastas MAX e FAX outros arquivos tais como *max.code.mor* e *fax.code.mor* que sofreram modificações específicas para este trabalho. Estas modificações realizadas em ambos os arquivos são descritas na seqüência.

- 1ª Modificação: Declaração de uma matriz de inteiros chamada RADDIGITAL para armazenar o valor da energia depositada em cada *voxel* do fantoma durante a simulação.
- 2ª Modificação: Inicialização da matriz RADDIGITAL com zeros.

- 3ª Modificação: Durante a simulação Monte Carlo, a matriz RADDIGITAL é preenchida com os valores de energia depositada em cada *voxel* do fantoma. Esta modificação foi feita na rotina nativa do EGS4 chamada AUSGAB.
- 4ª Modificação: Após a simulação MC, a matriz RADDIGITAL é transferida para um arquivo externo, o *EnergiaPorVoxel.dat*.

Com os arquivos de entrada criados e devidamente alocados, tal como no diagrama de blocos da Figura 7, utilizou-se um compilador FORTRAN PowerStation para construção dos arquivos fontes *Max.for* e *Fax.for*, que constituem os dados necessários à construção dos arquivos executáveis *Max.exe* e *Fax.exe*. Com estes arquivos, pode-se executar o modelo computacional de exposição para obtenção dos arquivos de saída planejados. Para este trabalho, o principal arquivo de saída é o *EnergiaPorVoxel.dat* que contém os valores de energia depositada em cada *voxel* do fantoma.

Dados de Entrada para Criar Expo.input

IDs para o exame  
(0 = Tórax; 1 = Abdômen)      Nº do espectro no mspectra.dat  
0      24

Dimensões do voxel (cm)  
x      y      z  
0.36      0.36      0.36

Distância fonte-filme e campo (cm)  
DFF      Largura      Altura  
100.0      35.00      43.00

Demais parâmetros da simulação  
ID da fonte: 6  
Nº de fótons: 100000  
Energia de corte para elétrons (keV): 200  
Nome base dos arquivos de saída: Fax\_0\_AP\_24\_100\_35\_43

Criar o expo.input  
Fechar o Programa      Fechar o Diálogo

**Figura 9:** Janela *Dados de Entrada para Criar o Expo.input* do software FANTOMAS (VIEIRA et al., 2005).

A Figura 10 apresenta em destaque o *voxel* localizado na coluna 15, linha 41 e fatia 211, e nele foi depositada uma energia de 37 keV.

ENERGIA (em keV)	COLUNA	LINHA	FATIA
37	15	41	211
15	41	203	
15	41	205	
15	41	215	
15	41	217	
15	41	218	
15	42	204	
15	42	205	
15	42	209	
15	42	210	
15	42	217	
15	42	218	
15	43	198	

**Figura 10:** Janela do arquivo de saída *EnergiaPorVoxel.dat* mostrando valores das energias depositadas por *voxel*.

### 3.3 CONSTRUÇÃO DOS FANTOMAS SINTÉTICOS

No presente trabalho construíram-se radiografias digitais sintéticas a partir de fantasmas sintéticos baseados na energia depositada em cada *voxel* do fantoma segmentado usado. A construção destes fantasmas, realizada no *software* DIP, é baseada nos arquivos *EnergiaPorVoxel.dat* (Figura 10), obtidos nas simulações com os modelos computacionais de exposição desenvolvidos neste trabalho. Estes arquivos são transferidos para matrizes internas no código do DIP. Os valores de energia são redimensionados para o intervalo  $[0, 255]$  e, com base no arquivo binário do fantoma segmentado, os *voxels* lidos nestas matrizes internas são empilhados, formando o fantoma sintético baseado em energia. Este é o produto primário do trabalho aqui apresentado.

Como as radiografias baseadas em energia depositada nos *voxels* foram de baixo contraste foi necessário operacionalizar a construção delas para que fornecessem algum tipo de contraste entre os órgãos e tecidos radiosensíveis. Para melhorar o contraste utilizaram-se primeiramente as informações disponíveis na ICRP 60 (ICRP 60, 1990) sobre a ponderação

dos órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo humano na avaliação da dose efetiva. A Tabela 3 mostra estes pesos.

**Tabela 3:** Órgãos e tecidos radiosensíveis e seus fatores de peso para avaliação da dose efetiva (VIEIRA, 2004 Apud ICRP 60, 1990).

ÓRGÃOS / TECIDOS	$w_T$ (%)	RESTO
Gônadas	20	Glândulas
Medula óssea vermelha	12	adrenais,
Cólon	12	Cérebro, Traquéia,
Pulmões	12	Intestino
Estômago	12	Delgado, Rins,
Bexiga	5	Músculos,
Seios	5	Pâncreas, Baço,
Fígado	5	Timo, Útero.
Esôfago	5	
Tireóide	5	
Pele	1	
Superfície do osso	1	
RESTO	5	

Para inserir no código do DIP as informações da Tabela 3, foi definido um vetor interno contendo os pesos  $w_T$  transformados segundo a Equação (2),

$$w_{DIP} = 2w_T + 1 \quad (2)$$

Esta equação mostra que os  $w_T$  foram multiplicados por 2 e este resultado somado com 1 para que fosse utilizados valores para  $w_{DIP}$  como sendo mínimos inteiros e não nulos, tal procedimento se fez para que os órgãos e tecidos que não são radiosensíveis ficassem com peso 1 (tons de cinza inalteráveis) e todos os demais pesos  $w_{DIP}$  fossem inteiros. Desta forma, transformação acima permitiu construir a Tabela 4 que contém os pesos  $w_{DIP}$ , mostrados na quarta desta tabela para todos os órgãos e tecidos segmentados nos fantomas FAX e MAX. A terceira coluna desta tabela contém os pesos  $w_T$ . O grupo designado por RESTOS contém dez órgãos e para cada órgão deste grupo foi atribuído um peso de 0,5%. Os órgãos e tecidos que não aparecem na Tabela 3, receberam  $w_T = 0$  na Tabela 4. Na quarta coluna, foram calculados os valores de  $w_{DIP}$  de acordo com a Equação (2).

A construção da Tabela 4 com a aplicação da Equação 2 foi de enorme contribuição para construir os fantomas sintéticos baseados na *Dose Efetiva (E)* dos órgãos e tecidos radiosensíveis. Segundo a literatura, esta grandeza dosimétrica é a média ponderada das

doses equivalentes nos diversos órgãos e tecidos do corpo. Os fatores de ponderação dos tecidos foram determinados de tal modo que a dose efetiva represente uma exposição de corpo inteiro. A unidade de  $E$  é o joule por quilograma, denominada *Sievert* (Sv) (ICRP 60, 1990). Matematicamente,  $E$  é dada por:

$$E = \sum_T w_T H_T, \quad (3)$$

onde  $w_T$  é fator de peso tecidual do órgão ou tecido  $T$  e  $H_T$  é a dose equivalente do órgão ou tecido  $T$ . Para fins práticos é necessário também conceituar outras duas grandezas dosimétricas relacionadas intrinsecamente a  $E$ . A primeira é a *Dose Equivalente* ( $H_T$ ) que pode ser definida como a *Dose Absorvida* ( $D_R$ ) média no órgão ou tecido humano multiplicada pelo peso da radiação, isto é:

$$H_T = \sum_R D_R w_R, \quad (4)$$

onde  $w_R$  é o fator de ponderação da radiação  $R$ . A unidade de  $H_T$  é *Sievert*, (Sv). Outra grandeza de importância é a *Dose Absorvida* ( $D_R$ ) (ICRU 60, 1998) expressa por:

$$D_R = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (5)$$

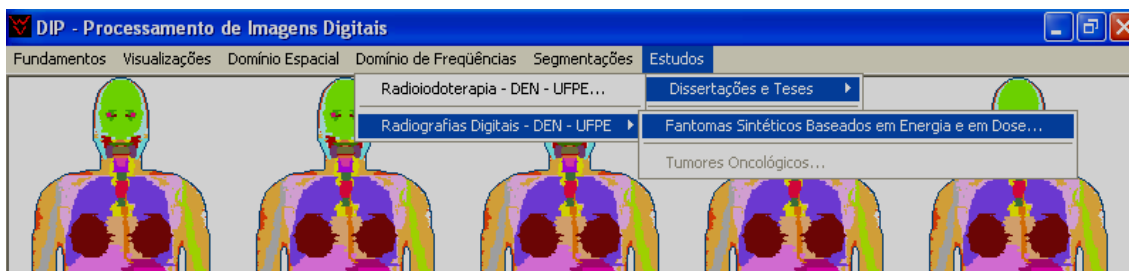
onde  $d\varepsilon$  é a energia depositada pela radiação em um volume elementar de matéria de massa  $dm$ . A unidade de  $D_R$  é o joule por quilograma, denominada *Gray* (Gy). É importante salientar que para raios X,  $w_R = 1$  e, portanto, a *Dose Equivalente* é numericamente igual à *Dose Absorvida*.

**Tabela 4:** Órgãos radiosensíveis do Fax e do Max, seus IDs e fatores  $w_T$  e  $w_{DIP}$ .

ID	Órgão	$w_T$	$w_{DIP}$	Fax	Max
1	Pele	1	3	S*	S
5	Espinha	12	25	S	S
6	Costelas + Clavículas + Esterno + Escápula (CCEE)	12	25	S	S
7	Pélvis	12	25	S	S
8	Coração	0	1	S	S
9	Músculo	0,5	2	S	S
12	Fígado	5	11	S	S
14	Rins	0,5	2	S	S
15	Faringe	0	1	S	S
16	Esôfago	5	11	S	S
18	Conteúdo do Intestino Delgado	0	1	S	S
19	Laringe	0	1	S	S
22	Gordura	0	1	S	S
24	Gases	0	1	S	S
26	Lentes dos olhos	0	1	S	S
27	Timo	0,5	2	S	S
31	Baço	0,5	2	S	S
32	Urina	0	1	S	S
33	Fezes	0	1	S	S
34	Testículos	20	41	N*	S
34	Ovários	20	41	S	N
36	Crânio	12	25	S	S
38	Conteúdo da vesícula biliar	0	1	S	S
40	Parede da bexiga	5	11	S	S
41	Osso do braço direito (superior) – OBDS	12	25	S	S
42	Osso do braço direito (inferior) – OBDI	12	25	S	S
43	Osso do braço esquerdo (superior) – OBES	12	25	S	S
44	Osso do braço esquerdo (inferior) – OBEI	12	25	S	S
45	Osso da coxa direita – OCD	12	25	S	S
46	Ossos da perna e pé (direita) – OPPD	12	25	S	S
47	Osso da coxa esquerda – OCE	12	25	S	S
48	Ossos da perna e pé (esquerda) – OPPE	12	25	S	S
49	Osso da perna direita superior	12	25	S	S
50	Osso da perna esquerda superior	12	25	S	S
55	Cordeira espinhal	0	1	S	S
56	Tecido Mole	0	1	S	S
59	Tecido periarticular (Parte do tecido conectivo)	0	1	S	S
60	Tireóide	5	11	S	S
61	Parede da vesícula biliar	0	1	S	S
62	Parede do estômago	12	25	S	S
63	Parede do intestino delgado	0,5	2	S	S
71	Mandíbula 1	12	25	S	S
72	Glândulas salivares parótidas	0	1	S	S
73	Conteúdo do Cólon	0	1	S	S
75	Útero	0,5	2	S	N
76	Palato duro	0	1	S	S
77	Cérebro (encéfalo)	0,5	2	S	S
79	Pâncreas	0,5	2	S	S
81	Mandíbula 2	12	25	S	S
87	Glândulas salivares sublinguais	0	1	S	S
89	Parede do Cólon	12	25	S	S
90	Pulmões	12	25	S	S
91	Tendões (Parte do tecido conectivo)	0	1	S	S
92	Glândulas salivares submandibulares	0	1	S	S
95	Glândulas adrenais	0,5	2	S	S
97	Fáscia (Parte do tecido conectivo)	0	1	S	S
100	Seios	5	11	S	N
102	Osso zigomático	12	25	S	S
106	Nervo ótico	0	1	S	S
118	Linfonodos	0	1	S	S
119	Olhos	0	1	S	S
123	Traquéia	0,5	2	S	S
124	Conteúdo do estômago	12	25	S	S
125	Dentes	12	25	S	S

\* S = órgão existente no fantoma e N = órgão inexistente no fantoma

Uma vez abordados estes conceitos dosimétricos, utilizou-se o *software* DIP para construir os fantasmas sintéticos com base na energia depositada nos *voxels* e com base na dose efetiva. A Figura 11 mostra o item de menu do DIP onde foram inseridos os procedimentos para obtenção dos fantasmas sintéticos. Deve-se entrar com o fantoma segmentado (no caso deste trabalho, o *fax.sgi*) e o arquivo *EnergiaPorVoxel.dat*. Obtêm-se na saída os arquivos dos fantasmas sintéticos baseados em energia por *voxel* e na distribuição da dose efetiva nas projeções transversal (*XY*), sagital (*YZ*) e coronal (*XZ*).



**Figura 11:** Janela principal do *software* DIP mostrando o submenu para construção dos fantasmas sintéticos.

As Tabelas 5 e 6 apresentam os arquivos *EnergiaPorVoxel.dat* que são os dados de entrada usados neste trabalho para construção dos fantasmas sintéticos. A Tabela 5 foi baseada no fantoma MAX e a Tabela 6 no FAX e em ambos foram simuladas exposições AP e PA no tórax e no abdome, usando espectros de energia 5 e 24 típicos para diagnóstico com raios X catalogados no arquivo *Mspectra.dat*. Se, por exemplo, for inserido no DIP os dados destacados na Tabela 6, são obtidos seis arquivos de fantasmas sintéticos que podem ser nomeados como *Tipo\_Fax\_0\_PA\_24\_100\_35\_43\_Projeções.sgi*, onde *Tipo* pode ser *Energia* ou *Dose* e *Projeções* pode ser *XY*, *YZ* ou *XZ*.



**Tabela 5:** Arquivos de entrada para obtenção de fantasmas sintéticos usando o fantoma segmentado MAX.

Fantoma	Região Anatômica	Incidência	Nº do Espectro de Energia	Arquivos <i>EnergiaPorVoxel.dat</i>
MAX	Tórax	AP	5	EnergiaPorVoxel_Max_0_AP_5_100_35_43.dat
			24	EnergiaPorVoxel_Max_0_AP_24_100_35_43.dat
		PA	5	EnergiaPorVoxel_Max_0_PA_5_100_35_43.dat
			24	EnergiaPorVoxel_Max_0_PA_24_100_35_43.dat
	Abdome	AP	5	EnergiaPorVoxel_Max_1_AP_5_100_43_43.dat
			24	EnergiaPorVoxel_Max_1_AP_24_100_43_43.dat
		PA	5	EnergiaPorVoxel_Max_1_PA_5_100_43_43.dat
			24	EnergiaPorVoxel_Max_1_PA_24_100_43_43.dat

**Tabela 6:** Arquivos de entrada para obtenção de fantasmas sintéticos usando o fantoma segmentado FAX.

Fantoma	Região Anatômica	Incidência	Nº do Espectro de Energia	Arquivos <i>EnergiaPor Voxel.dat</i>
FAX	Tórax	AP	5	EnergiaPorVoxel_Fax_0_AP_5_100_35_43.dat
			24	EnergiaPorVoxel_Fax_0_AP_24_100_35_43.dat
		PA	5	EnergiaPorVoxel_Fax_0_PA_5_100_35_43.dat
			24	EnergiaPorVoxel_Fax_0_PA_24_100_35_43.dat
	Abdome	AP	5	EnergiaPorVoxel_Fax_1_AP_5_100_43_43.dat
			24	EnergiaPorVoxel_Fax_1_AP_24_100_43_43.dat
		PA	5	EnergiaPorVoxel_Fax_1_PA_5_100_43_43.dat
			24	EnergiaPorVoxel_Fax_1_PA_24_100_43_43.dat

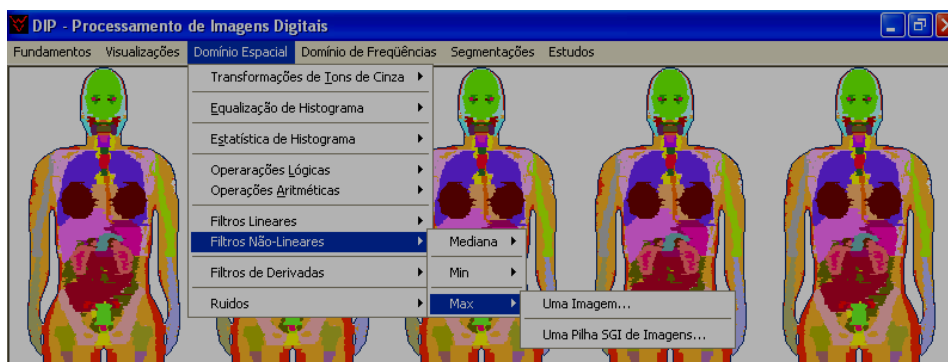
Em síntese, é preciso realizar os seguintes passos para obter os fantasmas sintéticos:

- PASSO 1: Escolher o modelo computacional de exposição a ser utilizado, isto é, o fantoma, o código Monte Carlo e o algoritmo da fonte radioativa;
- PASSO 2: Utilizar o *software* FANTOMAS para construir o arquivo de entrada (*Expo.input*) para o modelo escolhido, de acordo com as informações contidas nas Tabelas 1 e 2;
- PASSO 3: Preparar os demais arquivos necessários à execução do modelo computacional e organizar o EGS4 no computador, de acordo com o diagrama de blocos da Figura 7;

- PASSO 4: Compilar e executar o modelo computacional para obtenção dos arquivos *EnergiaPorVoxel.dat*,
- PASSO 5: Finalmente, utilizar o *software* DIP para leitura dos arquivos *EnergiaPorVoxel.dat* e construção dos fantasmas sintéticos.

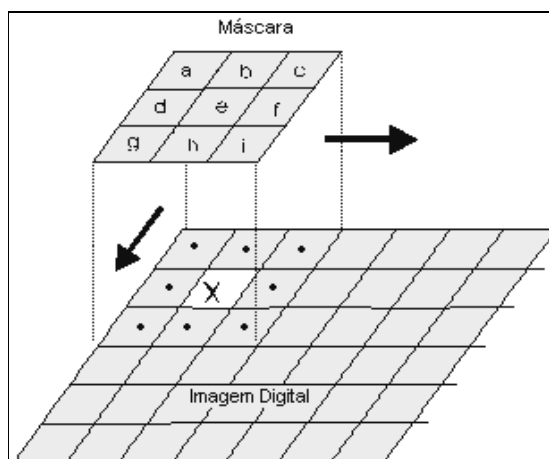
### 3.4 TÉCNICAS DE REALCE APLICADAS ÀS IMAGENS SINTÉTICAS

Já foi dito que as imagens baseadas tanto em energia depositada por *voxel* como na dose efetiva são de contraste reduzido, o que justifica o uso do *software* DIP para realçar contraste. O *software* DIP (VIEIRA et al., 2007), desenvolvido em C++, tem como objetivo de, entre outras funcionalidades, operacionalizar o tratamento de imagens. A versão atual do *software* possui os menus *Fundamentos*, *Visualizações*, *Domínio Espacial*, *Domínio de Freqüências*, *Segmentações* e *Estudos*. Cada menu contém itens e subitens com funcionalidades que geralmente requerem uma imagem 2D ou 3D como entrada e produzem uma imagem transformada ou um atributo dela na saída. Muitos algoritmos contidos em livros-textos especializados foram implementados no DIP, o que o torna um *software* útil e versátil para melhorar a qualidade visual de imagens digitais. A Figura 12 apresenta a janela principal do DIP, onde se pode acessar diversos tipos de menus e submenus contendo técnicas de realce de imagens digitais no domínio espacial.



**Figura 12:** Janela principal do *software* DIP, destacando um dos métodos de melhoramento de imagens.

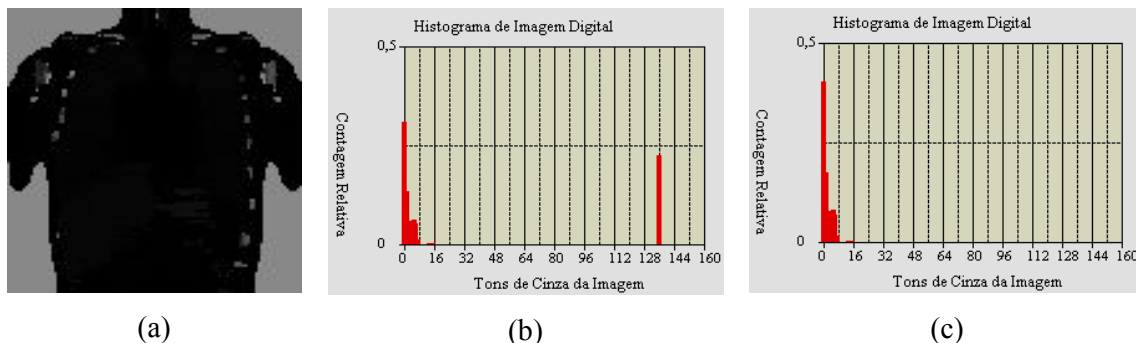
Estas técnicas de realce podem ser divididas em duas grandes categorias: uma no domínio espacial e outra no domínio de frequência. O termo domínio espacial se refere à localização de *pixels* da imagem. Em geral, a imagem de entrada é transformada através de uma manipulação direta dos seus *pixels* ou a manipulação de um dado *pixel* em relação à sua vizinhança. Este segundo caso, geralmente referenciado como filtragem digital, consiste em passar uma máscara sobre a imagem original modificando seus valores de tons de cinza. Uma máscara é uma matriz que tem as dimensões da área formada pelo *pixel* que se quer modificar e sua vizinhança. A Figura 13 ilustra a operação de filtragem sobre uma imagem digital, onde o *pixel* que se quer modificar é assinalado com X. Os valores numéricos da máscara (*a, b, c, ..., h, i*) geralmente são multiplicados pelos valores dos *pixels* sob eles e o resultado da multiplicação é somado acumuladamente e normalizado de modo similar ao cálculo de médias ponderadas. Esta operação é chamada convolução e a escolha dos elementos da matriz da máscara é que determina o tipo de influência que cada *pixel* antigo exerce sobre o novo valor a ser colocado na posição X.



**Figura 13:** Ilustração da convolução de uma máscara sobre uma imagem digital (adaptada de [www.dpi.inpe.br](http://www.dpi.inpe.br) acessada em 2007).

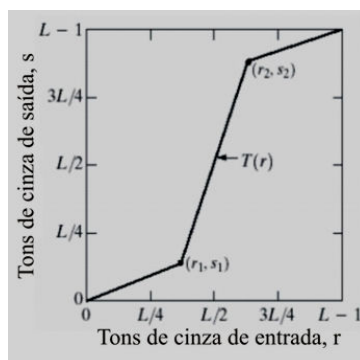
Em síntese, é importante que se tenha previamente definido seus objetivos com as imagens tais como extrair ruídos, discriminar detalhes, detectar bordas, aumentar contraste e assim por diante. É nesta etapa que se devem selecionar as técnicas de realce mais adequadas. Usualmente, uma dessas técnicas de realce é escolhida com base em alguma informação

fornecida pela imagem de entrada. Uma maneira visual de obter estas informações é construir o histograma da imagem. Os histogramas das imagens fornecem informações sobre a distribuição de tons de cinza, onde para cada tom de cinza é associado uma determinada frequência. Partindo deste princípio o histograma informa, por exemplo, se o intervalo dinâmico dos tons de cinza da imagem de entrada precisa ser ou não expandido para melhorar o contraste. Porém, geralmente a construção de um histograma leva em consideração também o fundo onde a imagem está afixada, fato que pode levar o usuário a escolher técnicas de realce inadequadas. Por isto, a nova versão do *software* DIP permite construir histogramas de imagens digitais considerando o fundo e sem considerá-lo. Portanto, neste trabalho, os histogramas das imagens serão construídos não considerando o fundo no qual a imagem está afixada, ou seja, a distribuição de tons de cinza no histograma é exclusiva da imagem. A Figura 14a mostra a imagem da fatia 37 do fantoma sintético Fax\_0\_AP\_24\_100\_35\_43 onde o valor do tom de cinza do fundo foi 136. A Figura 14b apresenta o histograma da Figura 14a com fundo. Neste histograma, observa-se que houve predominância de tons de cinza próximo do preto em virtude da imagem ser escura e também uma distribuição significativa de tons de cinza iguais aos tons de cinza do fundo que é 136 (última coluna vermelha no eixo x da Figura 14b). A Figura 14c apresenta o histograma da Figura 14a sem considerar o fundo. A diferença entre este histograma e o histograma da Figura 14b é que aquele não mostra distribuição de tons de cinza iguais a 136 (tom de cinza do fundo) e que toda distribuição de tons de cinza é característica exclusiva da imagem da Figura 14a.



**Figura 14:** (a) Fatia 37 do fantoma sintético Fax\_0\_AP\_24\_100\_35\_43. (b) Seu histograma com fundo. (c) Seu histograma sem fundo.

Dentre a diversidade de técnicas utilizou-se neste trabalho as técnicas que contribuem de alguma forma para realçar o contraste para visibilidade. Entre elas a transformação por três funções lineares, filtro da média, os não lineares como filtro da mediana e o máximo, as transformações potencial e logarítmica e aquelas que utilizam derivadas (como o filtro de Sobel). Todos estes foram utilizados neste trabalho com algum objetivo específico e são descritos na seqüência. Sendo assim, uma transformação por três funções lineares é apresentada na ilustração da Figura 15. Esta técnica consiste em aumentar o intervalo dinâmico de tons de cinza na imagem de saída. No gráfico da Figura 15,  $r$  é a imagem de entrada e  $s$  é a imagem de saída. Assim  $r$  pode assumir valores que variam de 0 (preto máximo) até 255 (branco máximo para imagens de 8 bits), tal como a imagem de saída  $s$ . Portanto, os pontos  $(r_1, s_1)$  e  $(r_2, s_2)$  do gráfico controlam a forma da função de transformação. Por exemplo, caso o usuário do *software* DIP utilize esta transformação será necessário informar os valores de  $r_1, s_1, r_2$  e  $s_2$ .



**Figura 15:** Ilustração de uma transformação típica para alargamento de contraste-filtragem por três funções lineares.

A filtragem da média é uma técnica que consiste em gerar uma imagem na qual o nível de cinza de cada *pixel* é obtido através da média dos valores de cinza dos *pixels* de uma vizinhança pré-definida. Este filtro é também conhecido na literatura como um filtro linear do tipo Passa-Baixa, ou seja, deixa passar os componentes de baixas frequências e bloqueia os componentes de alta frequência. De acordo com a literatura, esse tipo de filtro é bastante utilizado para remoção de “ruídos”. A única desvantagem do uso deste filtro é o fato de o mesmo borrar a imagem de saída. No caso dos fantasmas sintéticos, o uso deste tipo de filtro é

para uniformizar regiões que tenham recebido pouca energia depositada (geralmente fótons espalhados), visto que estas imagens não foram imagens obtidas a partir de sensores (GONZALEZ;WOODS, 2002).

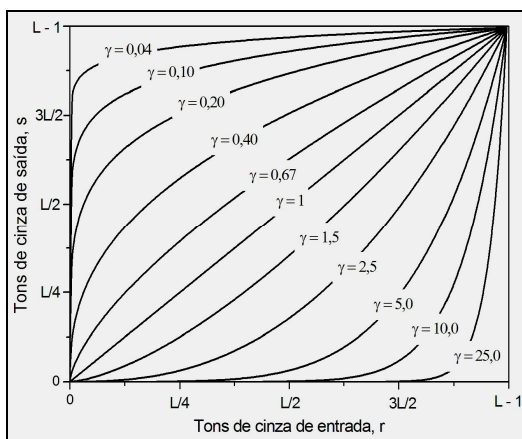
Uma das alternativas para reduzir o borramento das imagens pelo uso dos filtros médios é utilizar a filtragem mediana. Este é um tipo de filtro referenciado na literatura como não-linear. Esta técnica consiste em substituir o elemento central de uma região da imagem pelo valor do nível digital que corresponde à mediana de seus vizinhos. Ou seja, o cálculo da mediana dos vizinhos requer uma ordenação dos valores digitais dos mesmos e a escolha do valor mediano. Outro tipo de filtragem não linear é o filtro máximo. Este filtro consiste em ordenar os valores dos *pixels* de uma determinada região e substituir o brilho destes *pixels* pelo maior valor da seqüência ordenada, tornando a imagem de saída mais clara que a imagem de entrada. A filtragem não linear mínima não foi utilizada por que a imagem de entrada já era bastante escura (GONZALEZ;WOODS, 2002).

Outras transformações em processamento de imagens digitais bastante utilizadas são a transformação potencial e logarítmica. Consistem basicamente em expandir ou comprimir intervalos dinâmicos de tons de cinza. No caso da primeira, a expansão ou compressão de tons de cinza vai depender dos valores de  $\gamma$  (expoente da Equação 6).

$$S = cr^{-\gamma} \quad (6)$$

onde  $s$  é a imagem de saída,  $r$  é a imagem de entrada,  $c$  é uma constante e  $\gamma$  é o expoente de  $r$

A Figura 16 mostra gráficos da Equação 3 para diversos valores de  $\gamma$ .



**Figura 16:** Ilustração de uma transformação potencial.

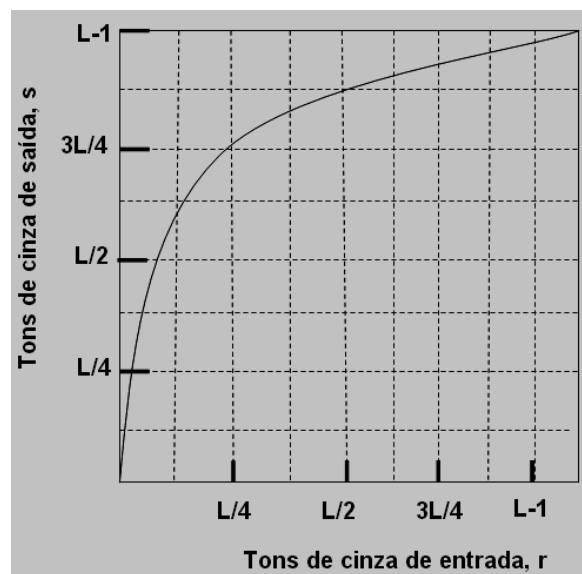
A análise da Figura 16 permite assegurar que a forma da curva é dependente basicamente de valores de  $\gamma$ . Existem três possibilidades para os valores de  $\gamma$ . A primeira, é para  $\gamma = 1$ , onde o uso da transformação potencial não altera os tons de cinza. Ou seja, a imagem de entrada é igual à imagem de saída. A segunda é para  $\gamma > 1$ , onde o seu uso escurece a imagem de entrada porque comprime intervalo dinâmico de tons de cinza na imagem de saída. E a terceira possibilidade é para valores de  $\gamma < 1$ , onde a imagem de entrada é clareada porque expande os intervalos dinâmicos de tons de cinza na imagem de saída. Portanto, como as imagens deste trabalho são escuras utilizaram-se valores de  $\gamma < 1$ .

A transformação logarítmica consiste em expandir os intervalos dinâmicos de tons de cinza. Matematicamente, esta transformação pode ser representada por:

$$s = c \log(1 + r) \quad (7)$$

onde  $c$  é uma constante,  $r$  é o valor da imagem de entrada e  $s$  é o valor da imagem de saída.

A Figura 17 foi construída manualmente para facilitar a explicação da funcionalidade desta transformação. O formato da curva da Figura 17 mostra que esta transformação mapeia um estreito intervalo de baixos valores de tons de cinza da imagem de entrada em um largo intervalo de tons de cinza da saída. Assim, quanto menores os valores de  $r$ , maiores serão os valores de  $s$ , ou seja, uma imagem escura na entrada apresentar-se-á clara na saída.



**Figura 17:** Ilustração gráfica de uma função logarítmica

Entretanto, se o objetivo do usuário com a imagem for uma pré-segmentação ou detecção de bordas, pode ser utilizado um filtro de Sobel. Este tipo de filtro é comumente referenciado na literatura como filtros Passa-Alta. Ou seja, deixa passar os componentes de altas frequências e bloqueia os componentes de baixas frequências. O objetivo desta técnica é realçar regiões de diferentes transições presentes na imagem digital aumentando sua nitidez para detectar bordas. Toda técnica é realizada pela utilização de um operador gradiente ( $\nabla f$ ), cuja magnitude pode ser inferida por meio de máscaras, apresentadas nas Figuras 18a e 18b. Computacionalmente é mais vantajoso implementar estas máscaras para calcular a magnitude do operador do que efetuar matematicamente o cálculo deste operador.

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

(a)

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

(b)

**Figura 18:** Máscaras de Sobel. (a) na direção  $x$ . (b) na direção  $y$  (GONZALEZ e WOODS, 2002).

A funcionalidade das máscaras apresentadas nas Figuras 18a e 18b é atuar nas áreas homogêneas e heterogêneas da imagem. É fácil observar que a soma algébrica dos pesos das máscaras acima é igual a 0. Isso significa que, nas regiões homogêneas de uma imagem, resultará em um valor igual a 0 ou em um valor muito pequeno e nas regiões heterogêneas resultará em um valor muito maior ou menor do que o valor original.

Normalmente se usa uma combinação de técnicas para melhorar um dado conjunto de imagens. Após o estudo dos atributos das imagens, é provável que o usuário possa construir sua própria seqüência de aplicação de técnicas de realce com o foco nos seus objetivos particulares. No caso deste trabalho, foram construídos no *software* DIP um item de menu, no menu domínio espacial, chamado de *combinações de técnicas de realce* que realiza combinações de técnicas específicas para as imagens radiográficas construídas. As combinações realizadas ao clicar este item de menu seguem a seqüência: filtragem da média com as transformações três funções lineares, potencial e logarítmica; filtragem da mediana



com as transformações três funções lineares, potencial e logarítmica; filtragem máximo com as transformações três funções lineares, potencial e logarítmica. Estas combinações foram escolhidas por apresentarem melhores resultados de contraste. Na seqüência, é apresentado o capítulo de resultados e discussão onde foram construídos os fantasmas sintéticos baseados em energia e nas contribuições de dose efetiva, construídos histogramas e utilizadas técnicas de realce no domínio espacial nas imagens radiográficas sintéticas numa projeção coronal.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 SIMULAÇÕES UTILIZADAS PARA CONSTRUÇÃO DOS FANTOMAS SINTÉTICOS

De acordo com o diagrama de blocos da Figura 7, a execução do modelo computacional escolhido gera um arquivo de texto com valores de energia depositada nos *voxels* do fantoma. Todas as simulações planejadas nas Tabelas 5 e 6 foram realizadas utilizando-se os espectros de energia ID = 5 e ID = 24. Estes espectros possuem características específicas usadas durante as práticas radiodiagnósticas convencionais, tais como voltagem de pico da ordem de 130 kV e 125 kV, respectivamente. Esta característica assegura uma melhor penetrabilidade da radiação no fantoma. Deste conjunto de arquivos selecionaram-se quatro destes arquivos apresentados a seguir:

- *Energia\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43.dat*;
- *Energia\_Fax\_0\_AP\_24\_100\_35\_43.dat*;
- *Energia\_Fax\_1\_AP\_5\_100\_43\_43.dat*;
- *Energia\_Fax\_1\_AP\_24\_100\_43\_43.dat*

Na seqüência, apresentam-se radiografias digitais sintéticas de tórax e de abdome baseadas em dose e em energia utilizando o fantoma segmentado *fax.sgi* e os arquivos *Energia\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43.dat* / *Energia\_Fax\_1\_AP\_5\_100\_43\_43.dat* que constituem os dados de entrada para o *software* DIP. Com estes arquivos foram construídas as radiografias de tórax e abdome do FAX onde foram aplicadas combinações de técnicas de realce. O DIP produziu pilhas de imagens dos fantomas sintéticos nas projeções transversais, sagitais e coronais, tanto para exames de tórax e abdome. Por exemplo, usando o arquivo *Energia\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43.dat* como entrada, foram obtidos 6 fantomas sintéticos (3 baseados em energia e 3 em dose):

- *Energia\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XY.sgi*

- *Energia\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ.sgi*
- *Energia\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_YZ.sgi*
- *Dose\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XY.sgi*
- *Dose\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ.sgi*
- *Dose\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_YZ.sgi*.

Desta forma, cada arquivo *EnergiaPorVoxel.dat* gera pilhas de fantasmas sintéticos nas projeções supracitadas. Como se vê nos nomes destes arquivos, o fantoma utilizado foi o FAX, o espectro de energia utilizado foi o de ID = 5, a incidência foi AP, as regiões anatômicas irradiadas foram o tórax (0) e o abdome (1), a Distância Fonte-Filme foi de 100 cm e o campo irradiado com dimensão de 35 x 43 cm para tórax e 43 x 43 cm para abdome.

Por outro lado, como o objetivo aqui é exibir os órgãos e tecidos radiosensíveis contidos no campo visado da melhor maneira possível, foram utilizadas apenas as vistas radiográficas na projeção coronal (XZ) para aplicação de técnicas de realce. A fatia selecionada nesta projeção foi a 37 por estar anatomicamente localizada na linha hemi-axilar do corpo do FAX.

Em todas as simulações realizadas foram utilizadas  $10^8$  histórias. Para chegar a este número, foram realizadas simulações variando-se o número de histórias para simulação *Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43*. Como a execução do modelo computacional FAX/EGS4 gera um formulário de dose (ANEXO I) foi possível construir a Tabela 7 que mostra alguns resultados do comportamento do Coeficiente de Variância (CV) em órgãos e tecidos para  $10^6$ ,  $10^7$  e  $10^8$  histórias e foi observado que quando se aumenta o número de histórias, reduz-se o CV. Porém, à medida que se aumenta o número de histórias também se aumenta o custo computacional da simulação sem diminuição significativa do CV. A Tabela 7 mostra ainda que o CV tem um comportamento dependente dos volumes dos órgãos e tecidos. Assim órgãos menores, como a tireóide, possuem um CV relativamente alto quando comparado ao de órgãos maiores dentro do campo. Fora isto, é importante observar que órgãos fora do campo de irradiação, a exemplo da parede da bexiga, assumem um CV relativamente alto.

**Tabela 7:** Valores do CV (%) de órgãos e tecidos em função do volume e do número de histórias.

Órgão/Tecido	Nº de <i>Voxels</i>	CV (%)		
		10 <sup>6</sup> Histórias	10 <sup>7</sup> Histórias	10 <sup>8</sup> Histórias
Pulmões	78.985	0,50	0,16	0,06
Seios	10.123	1,30	0,41	0,14
Esôfago	715	3,29	1,04	0,36
Timo	408	5,65	1,77	0,62
Tireóide	347	6,45	2,04	0,73
Parede da Bexiga	817	15,76	5,68	2,04

Portanto, diante disso foram executadas todas as simulações apresentadas neste trabalho com 10<sup>8</sup> histórias. As simulações foram executadas em um computador com processador AMD ATHLON (tm) 64 3400, com 2,4GHz e memória RAM de 2 GB. O tempo computacional médio foi de 1,5 h para cada simulação.

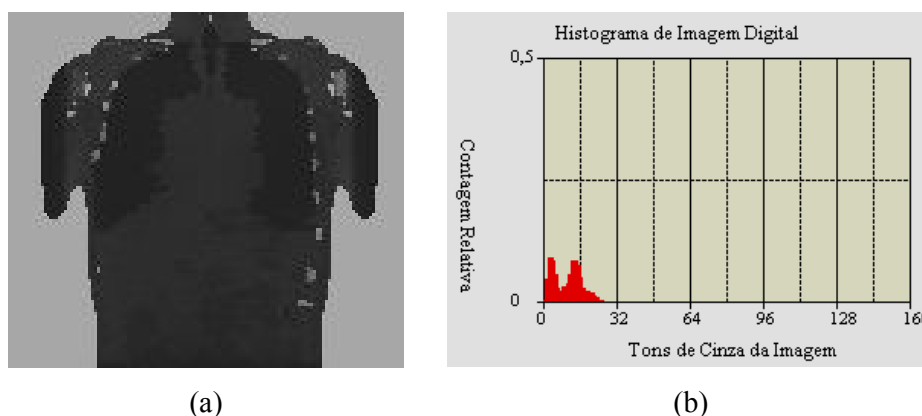
## 4.2 RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS BASEADAS EM ENERGIA

Como resultados deste trabalho de dissertação foram obtidos os fantasmas sintéticos nas projeções transversais, sagitais e coronais baseados em energia para exames de tórax e abdome, sendo apresentadas aqui para discussão apenas aquelas na projeção coronal. Cada uma destas pilhas constitui um conjunto de radiografias. A Figura 19a apresenta a fatia 37 do fantoma sintético *Energia\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ*. Nesta figura, a tonalidade de cinza do fundo foi 136. Este valor foi escolhido por ser intermediário entre os valores de tons de cinza possíveis para imagens de 8 bits e porque as imagens aqui produzidas originalmente têm tonalidades próximas ao preto (0) e/ou branco (255). Os tons de cinza na imagem que eventualmente são iguais ao tom do fundo foram alterado de 1, usando um número aleatório uniforme entre 0 e 1 para decidir se para mais ou para menos.

A Figura 19a é uma radiografia em estado bruto, isto é, ainda sem a ponderação relativa à radiosensibilidade dos órgãos e tecidos, e também sem a aplicação de técnicas de

realce de imagens digitais. A análise visual da imagem permite assegurar o seu baixo contraste e que não há distinção dos órgãos e tecidos moles radiosensíveis, tal como o fígado e o estômago.

A Figura 19b apresenta o histograma desta imagem não considerando o fundo no qual a imagem foi projetada. É importante salientar aqui que toda distribuição da frequência de tons de cinza é exclusiva da imagem, visto que no histograma da Figura 19b não apresenta valores para o tom de cinza do fundo.

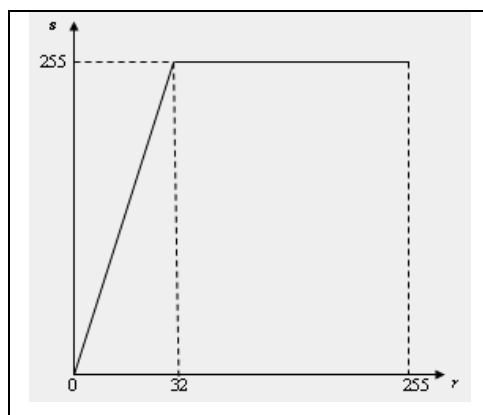


**Figura 19:** Fatia 37 do fantoma sintético Energia\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ e seu histograma.

Na Figura 19a só é possível distinguir praticamente duas tonalidades. Mas, há informações concentradas em um pequeno intervalo dinâmico, como indica o histograma da Figura 19b. Além disso, sabe-se que a energia depositada não é distribuída uniformemente nos *voxels* dos órgãos e tecidos do fantoma. Tudo isto aponta para dois problemas principais nas imagens sintéticas: o baixo contraste e a presença de regiões com diversos tons de cinza, similares aos ruídos em imagens obtidas por sensores. Tais problemas podem ser atenuados por técnicas de realce no domínio espacial. É possível aumentar o contraste e tornar mais uniforme a distribuição de energia depositada nos *voxels* utilizando as combinações de técnicas de realce apresentadas na seqüência.

Para uniformizar a energia depositada nos *voxels* utilizou-se um filtro linear médio 3D de dimensão 3 x 3. À imagem resultante da aplicação de um filtro da média foi aplicada uma transformação por três funções lineares. Já foi dito que, no caso dos fantasmas sintéticos, a filtragem da média consiste em uma técnica que serve para uniformizar áreas de tons de cinza

que tenha recebido diferentes quantidades de energia depositada nos *voxels*. Entretanto, a utilização da transformação por três funções lineares foi para aumentar o intervalo dinâmico de tons de cinza, visto que se trata de uma imagem escura segundo seu histograma na Figura 19b. A Figura 20 foi construída manualmente e tem o objetivo de facilitar a interpretação da funcionalidade da transformação por três funções lineares. De acordo com esta ilustração pode-se perceber que valores da imagem de entrada  $r$  comprimidos no intervalo de 0 a 32 foram expandidos para valores com intervalos de 0 a 255. E os valores no intervalo entre 32 e 255 da imagem de entrada  $r$  foram expandidos diretamente para 255 na imagem de saída  $s$ .

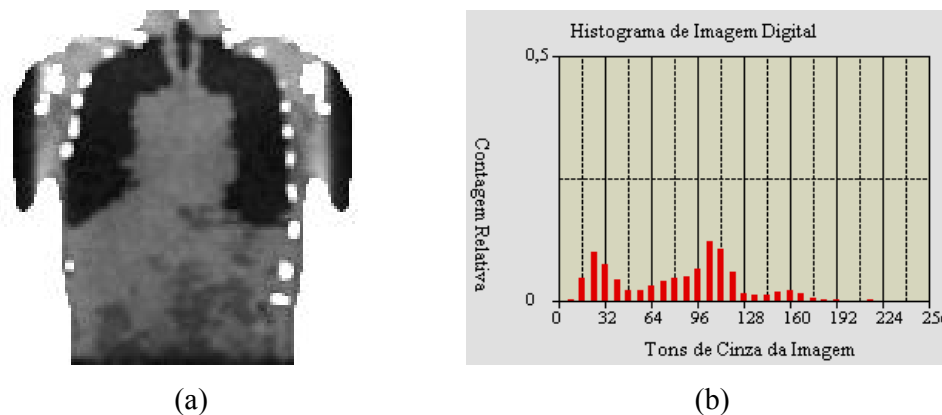


**Figura 20:** Ilustração gráfica para transformação por três funções lineares

A Figura 21 apresenta a imagem da Figura 19a após a aplicação de um filtro da média 3D de dimensão  $3 \times 3$  seguida de uma transformação por três funções lineares com  $r_1 = 0$ ,  $r_2 = 32$ ,  $s_1 = 0$  e  $s_2 = 255$ . Estes parâmetros foram utilizados por que os valores de  $r$  (imagem de entrada) no intervalo entre 0 e 32 foram expandidos para o intervalo entre 0 e 255 assim como os valores de  $r$  acima de 32 foram expandidos para 255 na imagem de saída  $s$ . Esta assertiva fica explícita quando se analisa visual e comparativamente os histogramas das Figuras 19b e 21b entre si. É possível observar que houve um aumento do contraste e uma distribuição mais uniforme da energia depositada nos *voxels*, tal como mostra as Figuras 21a e 21b.

Na Figura 21a é possível agora distinguir diferentes tonalidades de cinza. As informações que estavam concentradas em um pequeno intervalo dinâmico agora se apresentam melhor distribuídas como indica o histograma da Figura 21b. Fora isso, a energia depositada foi mais uniformemente distribuída nos *voxels* dos órgãos e tecidos do fantoma.

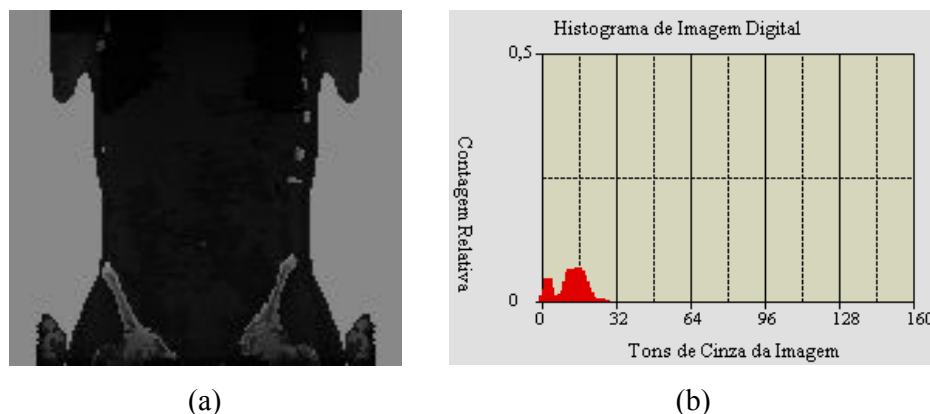
Assim, a imagem resultante apresenta-se com melhor contraste e com a distribuição de energia depositada nos *voxels* mais uniforme.



**Figura 21:** Imagem da Figura 19a após filtragem da média e uma transformação por três funções lineares.

Entretanto, apesar da expansão do intervalo dinâmico de tons de cinza na imagem anterior melhorar o contraste, ainda não é possível a distinção entre órgãos e tecidos desta imagem torácica. Não se percebe, por exemplo, a diferença de tons de cinza entre o mediastino (área entre os pulmões) e o fígado ou entre este e o estômago na imagem da Figura 21a. Isto se deve ao fato desta imagem ser baseada em energia depositada nos *voxels* e não baseada nas frações da dose efetiva, que será apresentada posteriormente.

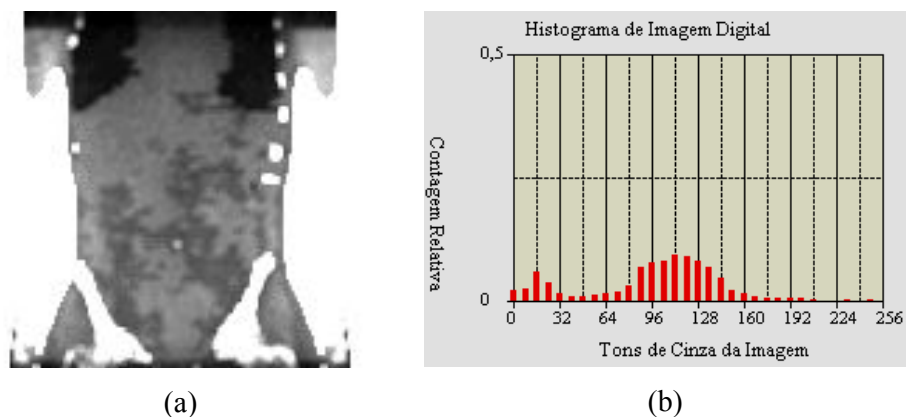
A Figura 22 apresenta a fatia 37 do fantoma sintético *Energia\_Fax\_1\_AP\_5\_100\_43\_43\_XZ* e seu histograma também não considerando a tonalidade do fundo no qual a imagem foi afixada. Tal como na Figura 19a, é uma imagem onde é possível distinguir apenas duas tonalidades de cinza. O seu histograma apresentado na Figura 22b similarmente à Figura 19b possui um estreito intervalo de tons de cinza comprimido entre 0 e 32. Estes fatos certamente ocorrem devido a uma distribuição não uniforme da energia depositada nos *voxels* fantoma. O resultado disto é a imagem com baixo contraste e apresentando regiões com diversos tons de cinza. Similarmente à Figura 21a, estes problemas foram diminuídos utilizando-se técnicas de realce no domínio espacial para distribuir mais uniformemente a energia depositada nos *voxels* e aumentar o contraste na imagem de saída apresentada na Figura 23a.



**Figura 22:** Fatia 37 do fantoma sintético Energia\_Fax\_1\_AP\_5\_100\_43\_43\_XZ e seu histograma.

A Figura 23 apresenta a imagem da Figura 22a após aplicação de uma combinação de técnicas de realce. A análise da Figura 22b permite assegurar que é pertinente o uso de uma técnica, ou uma combinação delas, para melhor distribuir a energia depositada nos *voxels* e aumentar o intervalo dinâmico de tons de cinza. A imagem da Figura 23a é resultante da utilização da mesma técnica utilizada na Figura 21a.

A Figura 23a apresenta agora diferentes tonalidades de cinza. As informações que estavam concentradas em um pequeno intervalo dinâmico de tons de cinza foram melhor distribuídas tal como indica o histograma da Figura 23b. A energia depositada teve uma distribuição mais uniforme no fantoma e a imagem resultante apresenta-se com melhor contraste.



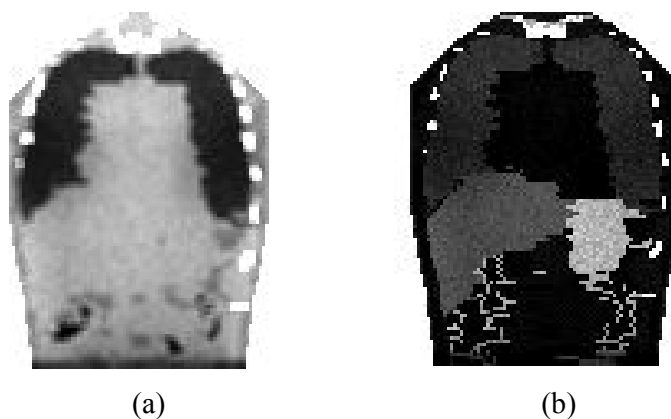
**Figura 23:** Imagem da Figura 22a após filtragem da média e uma transformação por três funções lineares.



Estas foram as imagens de tórax e abdome baseadas em energia depositada nos *voxels* para os fantomas sintéticos considerados. Como observadas, são imagens visivelmente de baixo contraste e com distribuição não uniforme de energia nos *voxels* do fantoma. Na seqüência são apresentadas as imagens baseadas na dose efetiva.

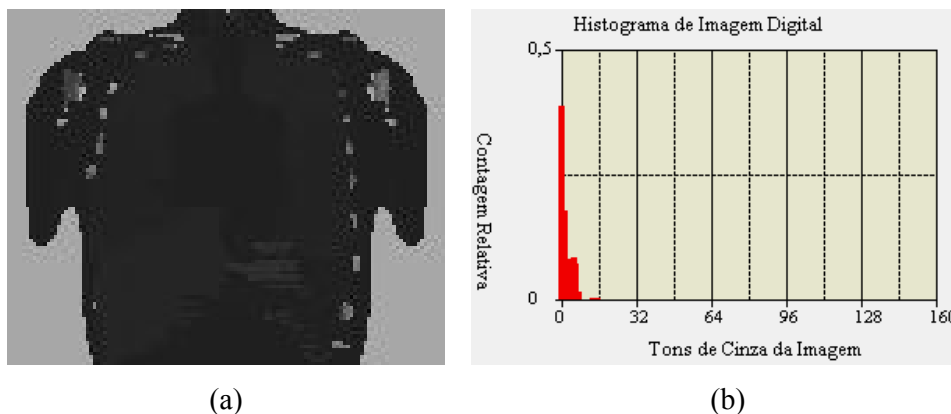
### 4.3 RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS BASEADAS EM DOSE

Para obtenção dos fantomas sintéticos baseados nas contribuições que os órgãos e tecidos radiosensíveis fazem para a estimativa da dose efetiva (aqui chamados fantomas sintéticos baseados em dose) foram usados os fantomas baseados em energia e os pesos  $w_{DIP}$  dos órgãos e tecidos radiosensíveis listados na Tabela 4. Como a radiosensibilidade dos diversos órgãos e tecidos varia, os valores de  $w_{DIP}$  provocam um aumento de contraste entre as regiões de tecido mole. A Figura 24a apresenta a fatia 27 do fantoma sintético *Energia\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ.sgi* e a 24b corresponde à fatia 27 do fantoma sintético e *Dose\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ.sgi*. assegurando visualmente um melhor contraste nas imagens de dose em relação às imagens baseadas em energia em virtude dos valores de  $w_{DIP}$ . Ambas as imagens foram tratadas com uma transformação por três funções lineares para possibilitar a análise diferencial das imagens baseadas em dose em relação às imagens baseadas em energia. Como se vê na Tabela 4, o peso ( $w_{DIP}$ ) para a glândula hepática (fígado) é 11, enquanto os dos tecidos da vizinhança são 1 (gordura e tecido mole) e 2 (músculo). Esta diferença separa este órgão do tecido mole circunvizinho na Figura 24b. Este comentário vale para os demais órgãos e tecidos radiosensíveis que tenham na vizinhança regiões com  $w_{DIP}$  diferentes. Portanto, as radiografias sintéticas a serem desenvolvidas neste trabalho a partir de agora são baseadas em dose.



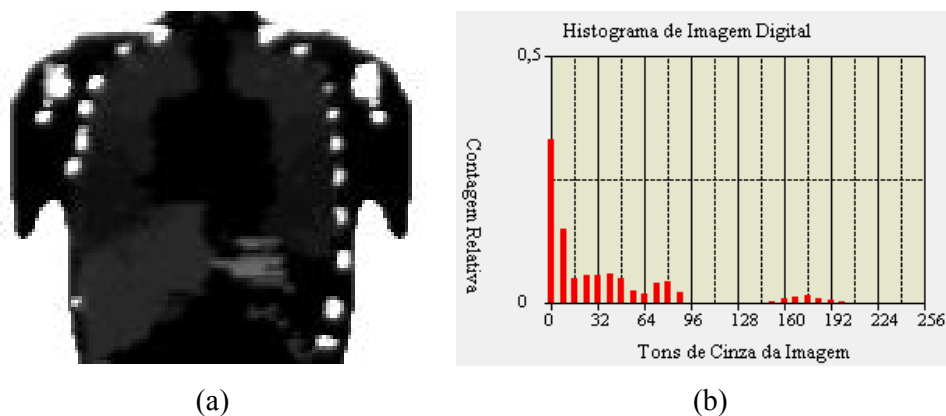
**Figura 24:** Fatia 27 do fantoma sintético *Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ*. (a) com base em energia (b) com base em dose.

A Figura 25a apresenta a fatia 37 da pilha de imagens do fantoma sintético *Dose\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ*. Esta é uma radiografia em estado bruto com a ponderação relativa à radiosensibilidade dos órgãos e tecidos e sem a aplicação de técnicas de realce de imagens digitais. Apesar da imagem da Figura 25a apresentar distinção entre órgãos e tecidos moles, ainda observa-se pouca distinção de tons de cinza nesta imagem. O histograma apresentado na Figura 25b mostra uma compressão dos intervalos de tons de cinza entre 0 e 16. Estes problemas podem ser diminuídos utilizando-se técnicas de realce no domínio espacial.



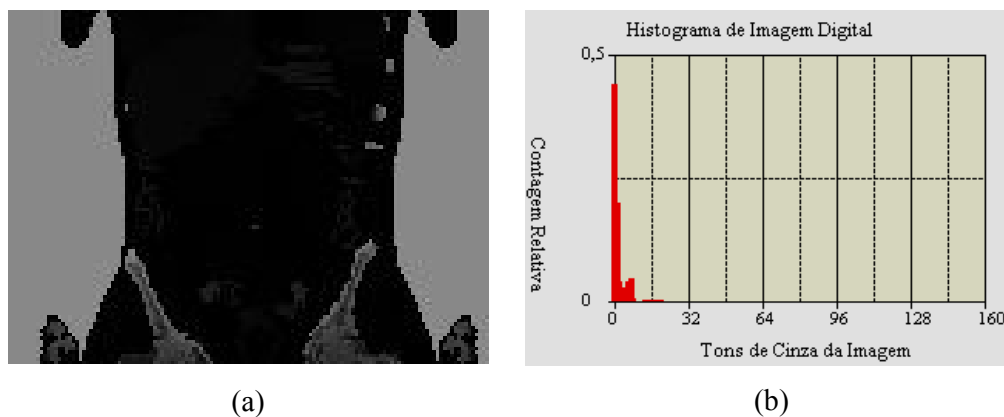
**Figura 25:** Fatia 37 do fantoma sintético *Dose\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ* e seu histograma.

Tal como nas imagens anteriores, utilizou-se a mesma combinação de técnicas de realce. Inicialmente, aplicou-se uma filtragem média para uniformizar numa mesma região *pixels* que tenham recebido diferentes quantidades de energia. Após isto, utilizou-se uma transformação por três funções lineares para expandir o intervalo dinâmico de tons de cinza, visto que está comprimido segundo o histograma da Figura 25b. Com o uso destas técnicas a Figura 26a apresenta diferentes tonalidades de cinza. É possível agora distinguir nesta figura os tons de cinza dos órgãos e tecidos visto que órgãos como fígado, pulmões e estômago possuem diferentes tonalidades. O pequeno intervalo dinâmico de tons de cinza comprimido na Figura 25b foi melhor distribuído tal como indica o histograma da Figura 26b. A energia depositada teve uma distribuição mais uniforme no fantoma e a imagem resultante apresenta-se com melhor contraste. O resultado disto tudo é uma imagem com melhor contraste e com uma distribuição mais uniforme da energia depositada nos *voxels*.



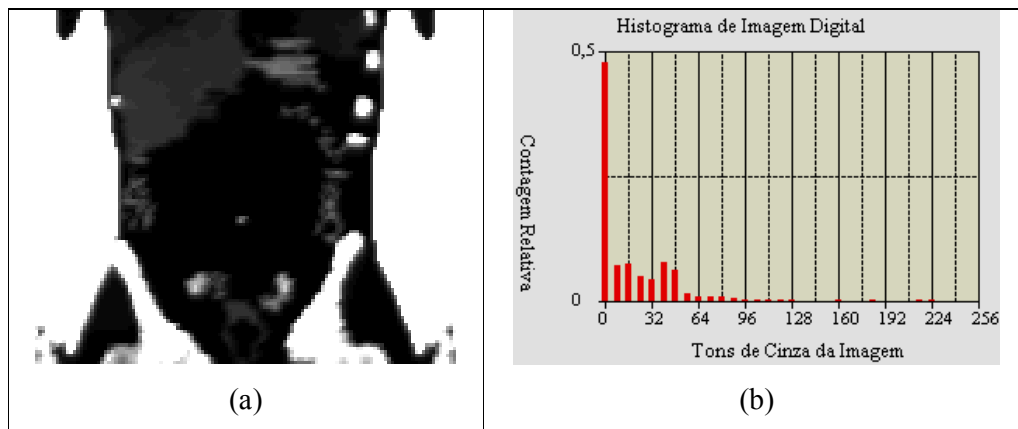
**Figura 26:** Imagem da Figura 25a após filtragem da média e uma transformação por três funções lineares e seu histograma.

A Figura 27a apresenta a fatia 37 do fantoma sintético *Dose\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ*. Esta é uma radiografia ainda em estado bruto com a ponderação relativa à radiosensibilidade os órgãos e tecidos e sem a aplicação de técnicas de realce de imagens digitais. O que se observa na Figura 27a é uma imagem escura e de baixo contraste com pouca distinção de tons de cinza entre os órgãos e tecidos. Similarmente à Figura 25b, o histograma apresentado na Figura 27b mostra uma compressão dos intervalos de tons de cinza.



**Figura 27:** Fatia 37 do fantoma sintético *Dose\_Fax\_1\_AP\_5\_100\_43\_43\_XZ* e seu histograma.

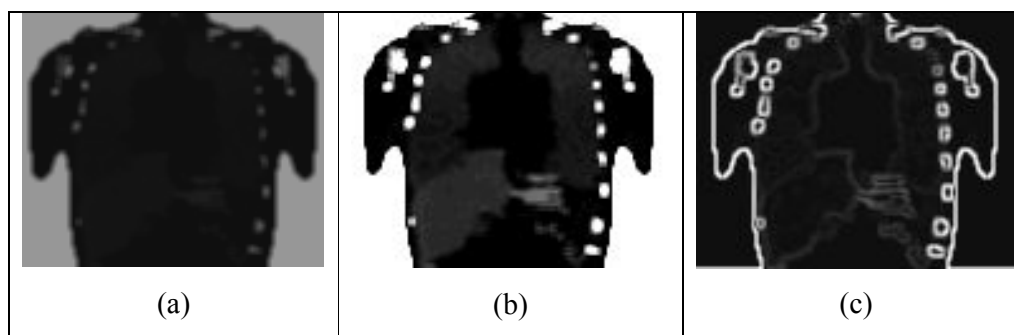
Pelos mesmos motivos das imagens de tórax não tratadas, utilizou-se uma seqüência de técnicas para melhorar o contraste na imagem da Figura 27a. Assim, fez-se uso de uma filtragem média para distribuir mais uniformemente a energia depositada nos *voxels* do fantoma. Em seguida, utilizou-se uma transformação por três funções lineares para expandir o intervalo de tons de cinza apresentado na Figura 27b. A imagem resultante desta combinação de técnicas é apresentada na Figura 28a. Esta figura apresenta a fatia 37 do fantoma sintético *Dose\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ*. Observa-se uma imagem com melhor contraste visto que é possível distinguir diferentes tons de cinza entre os órgãos e tecidos tais como fígado, estômago e ovários. O histograma apresentado na Figura 28b mostra uma distribuição mais uniforme dos tons de cinza na imagem de saída.



**Figura 28:** Imagem da Figura 25a após filtragem da média 3D seguida de uma transformação por três funções lineares e seu histograma.

#### 4.4 COMBINAÇÕES ALTERNATIVAS DE TÉCNICAS DE REALCE

Muitas outras técnicas de realce podem ser usadas dependendo dos objetivos que o usuário quer com a imagem. Caso o usuário precise segmentar imagens, poderá usar a técnica de realce de pré-segmentação referenciada por filtro Sobel. Este tipo de realce é conhecido na literatura como um filtro de Passas-Alta, ou seja, deixa passar apenas as altas frequências de tons de cinza. A Figura 29 apresenta a imagem da Figura 25a após uso de um filtro médio (Figura 29a) seguido de uma transformação por três funções lineares (Figura 29b) e uma filtragem por Sobel 2D (Figura 29c) para sequencialmente uniformizar os tons de cinza, expandir os intervalos dinâmicos dos tons de cinza e detectar os contornos.

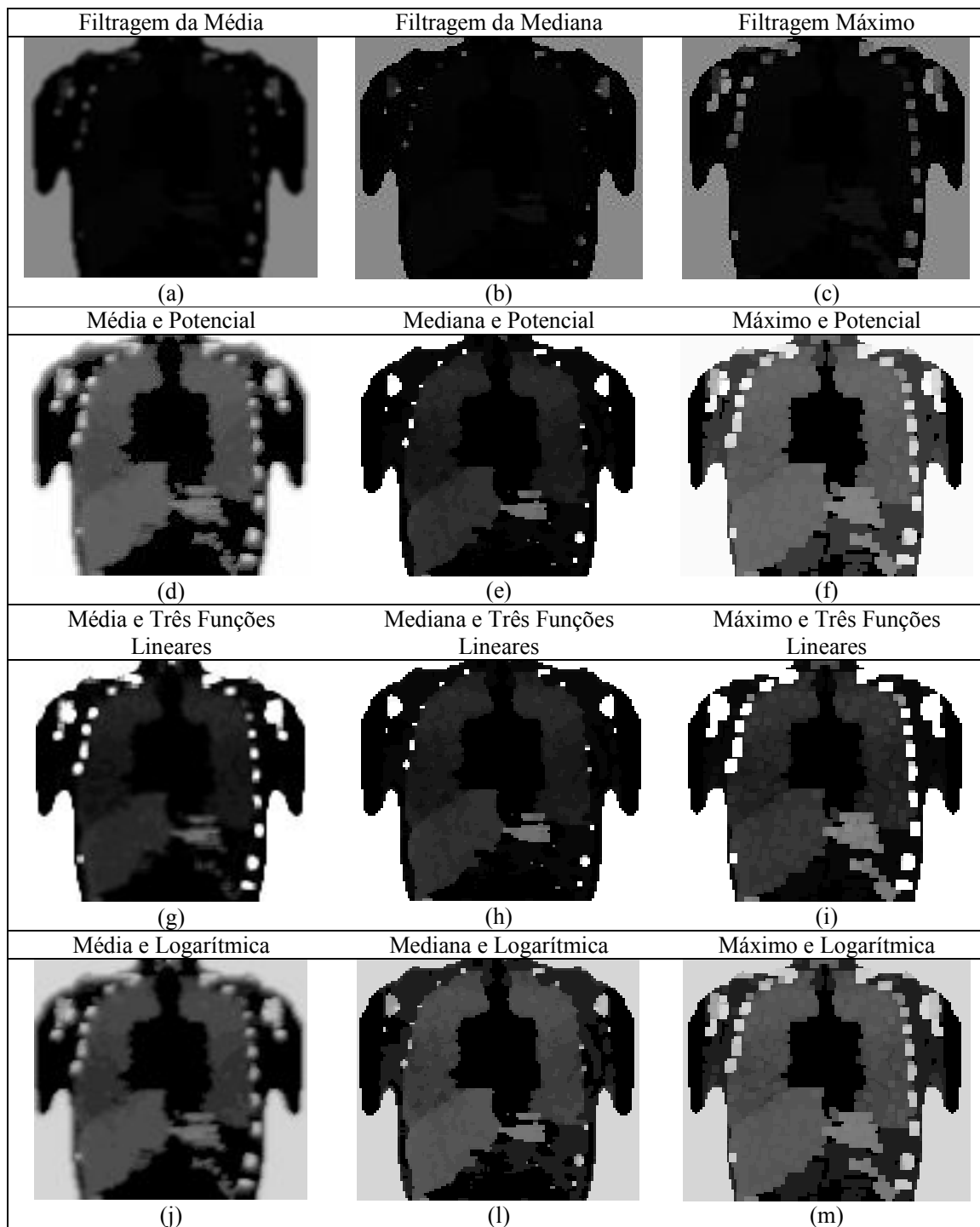


**Figura 29:** Figura 25a. (a) após filtragem da média. (b) Imagem (a) após transformação por três funções lineares. (c) Imagem (b) após filtragem por Sobel.

A Figura 30 apresenta imagens de tórax do fantoma sintético *Dose\_Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43\_XZ* onde foram realizadas combinações de técnicas de realce que uniformizam a distribuição da energia depositada nos *voxels* do fantoma tais como as técnicas média, mediana e a filtragem máximo apresentadas nas imagens Figura 30a, Figura 30b e Figura 30c. Na seqüência, aplicaram-se as transformações três funções lineares, potencial e logarítmica. A utilização destas técnicas teve como objetivo a expansão dos intervalos dinâmicos de tons de cinza, apresentadas nas imagens das Figuras 30d, 30e, 30f, 30g, 30h, 30i, 30j, 30l e 30m. Ao analisar-se comparativamente a imagem da Figura 25a e as imagens obtidas na Figura 30, é possível assegurar que na região de interesse existia informações que não foram possíveis serem visualizadas sem o uso das combinações de técnicas de realce. Do ponto de vista anatômico, observou-se que após as aplicações das

técnicas de realce foi possível visualizar e diferenciar órgãos como, por exemplo, pulmões, fígado, mediastino, costelas e traquéia. É importante também assegurar que as combinações utilizadas nestas imagens permitiram diferenciar, segundo a distribuição de tons de cinza, os órgãos e tecidos radiosensíveis na região do tórax. Observe que estes órgãos e tecidos assume diferentes tonalidades de tons de cinza, isto ocorre devido frações de dose efetiva visto que foram utilizados os fatores de ponderação tecidual  $w_{DIP}$  apresentados na Tabela 4 deste trabalho.

Com as imagens radiográficas sintéticas são originadas a partir dos fantomas sintéticos e, para construir estes últimos, é necessário escolher alguns dados operacionais de técnicas radiográficas (Tabelas 1 e 2) é possível utilizar estas imagens para planejar os exames dos pacientes, reduzindo a dose nos pacientes em virtude de repetições excessivas destes exames. Outro fator importante é a detecção de contornos de tumores, por exemplo, pelo uso do filtro de Sobel.



**Figura 30:** Combinações de técnicas de realce alternativas em radiografias digitais sintéticas.

## 5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Neste trabalho foi desenvolvido um modelo computacional de exposição baseado no fantoma FAX e no código Monte Carlo EGS4 para obter a energia depositada em cada *voxel* do fantoma em simulações de radiodiagnóstico para tórax e abdome. Os resultados destas simulações foram salvos em arquivos de texto que serviram para sua reconstrução com base nos valores de energia por *voxel*. Estes arquivos foram transferidos pelo *software* DIP para preencher uma matriz declarada no *fax.code.mor* chamada de RADDIGITAL. Os valores de energia depositada por *voxel* foram convertidos para inteiros, ajustados para o intervalo de tons de cinza para imagens de 8 bits [0, 255] e salvos em arquivos binários chamados fantomas sintéticos baseados em energia. Utilizando os pesos dos órgãos e tecidos radiosensíveis listados na Tabela 3 para cálculo da dose efetiva, foram atribuídos aos órgãos e tecidos segmentados no FAX, os pesos listados na Tabela 4. Estes pesos foram multiplicados pelos valores de tons de cinza dos fantomas baseados em energia e os resultados foram, novamente, ajustados para o intervalo [0, 255], gerando um novo tipo de fantomas sintéticos, agora, baseados em frações da dose efetiva. Estas pilhas de imagens apresentaram um contraste entre regiões de tecido mole mais acentuado do que as similares baseadas em energia. Na seqüência, foram aplicadas técnicas de realce de imagens digitais no domínio espacial aos fantomas baseados em dose. Algumas combinações destas técnicas produziram resultados satisfatórios como os ilustrados na Figura 30.

Portanto, as radiografias produzidas neste trabalho são cortes (sagittais, coronais e transversais) dos fantomas sintéticos baseados em frações de dose efetiva, após serem submetidas a algumas combinações de técnicas de realce. O uso destes conjuntos de imagens no planejamento de exames de radiodiagnóstico certamente será útil para dar informações visuais ao médico sobre a profundidade da distribuição de dose ao longo de uma direção. Também estas informações podem reduzir a possibilidade de erro de diagnóstico e exposições desnecessárias em pacientes. Como perspectivas, será necessário construir um banco de dados com estes fantomas dos dois gêneros e em diferentes idades para os exames de radiodiagnóstico mais freqüentes, inclusive inserindo lesões e tumores nos mesmos.



## REFERÊNCIAS

ABREU, MARA VALADARES DE. **Avaliação do exame de imagem digitalizada no diagnóstico da lesão de cárie incipiente em superfície oclusal de dentes permanentes: um estudo *in vitro***, Dissertação de Mestrado em Estomatologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia, 2003.

ANDREUCCI, R. **Radiologia Industrial**. *abende*. Ed. Jan./ 2005.

ALDERSON S. W., LANZL L. H., ROLLINS M. and SPIRA J., **An Instrumented Phantom System For Analog Computation Of Treatment Plans**, *Am. J. Roentg.*, 87, 185, 1962.

ARIMURA, H.; KATSURAGAWA, S.; SUZUKI, K., Li, F.; SHIRAISHI, J.; DOI, K. **“Computerized Scheme For Automated Detection Of Lung Nodules In Lowdose CT Images For Lung Cancer Screening”**, *Acad. Radiol.*, v.11, p. 617-629, 2004.

BONTRAGER, K.L. **“Tratado de Técnicas Radiológicas e base Anatômica”**. Editora Guanabara Koogan. São Paulo, 2003.

BRIESMEISTER, J. F. **MCNP - A General Monte Carlo N-particle transport code, version 4A**. Report n. LA-12625-M. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, 1993.

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

BUSHONG, S. C. **Radiologic Science For Technologists: Physics, Biology, And Protection**. 6th ed. Mosby, 1997.

CRISTY, M., **Mathematical Phantom Representing Children at Various Ages for Use in Estimates of Internal Dose**, Report n. ORNL/NUREG/TM-367, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1980.

CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY J.R.C, “**Christensen’s Physics of Diagnostic Radiology**”, ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1990.

DEUS S. F. and POSTON J. W., **The Development of a Mathematical Phantom Representing a Ten-Year Old for Use in Internal Dosimetry Calculations**. In: Health Physics Division Annual Progress Report, n. ORNL/TM-5278, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1976.

DHAWAN, A.P.; ROYER, E. L. “**Mammographic Feature Enhancement By Computerized Image Processing**”, Computer Methods and Programs in Biomedicine, v.27, p.23-35. 1988.

EGS4 Source Code Availability and Distribution  
[http://rcwww.kek.jp/research/egs/egs4\\_source.html](http://rcwww.kek.jp/research/egs/egs4_source.html). Acessado em: 21 nov. 2006.

FISHER H. L. and SNYDER W. S., **Distribution of Dose in the Body from a Source of Gamma Rays Distributed Uniformly in an Organ**, Report n. ORNL-4168, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1967.

GEANT 4, < <http://geant4.web.cern.ch/geant4/>> . Acessado em setembro de 2007.

GONZALES, R.C.; WOODS, R.E. **Processamento de Imagens Digitais**. Editora Edgard Blücher LTDA. 2002

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

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological**, ICRP 60. Pergamon Press, Oxford, 1990-1991.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values**, ICRP 89. Pergamon Press, Oxford, 2003.

ICRU 60, **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**, International Commission on Radiological Units and Measurements, Bethesda, MD, 1998.

JONES R. M., POSTON J. W., HWANG J. M. L., JONES T. D. and WARNER G. G., **The Development and Use of a Fifteen Year Old Equivalent Mathematical Phantom for Internal Dose Calculations**, Report nº ORNL/TM-5278, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1976.

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

KRAMER R., VIEIRA J. W., KHOURY H. J., LIMA F. R. A. and FUELLE D., **All About Max: A Male Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculations in the Area of Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, 48, 1239-1262, 2003.

KRAMER R., VIEIRA J. W., KHOURY H. J., LIMA F. R. A., LOUREIRO E. C. M, LIMA V. J. M. and HOFF G., **All about FAX: a Female Adult voXel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, 49, 5203-5216, 2004.

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**. *Phys.Med.Biol.* 51, 3331-3346, 2006.

LEAL NETO, V., **Desenvolvimento de Uma Interface Gráfica de Usuário para Modelos Computacionais de Exposição Externa**, Dissertação de Mestrado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2007.

LOPES FILHO, F. J.; VIEIRA, J.W., **Estimativa de dose em radioiodoterapia utilizando o modelo computacional de exposição FAX/EGS4**, *Primeiro Congresso Americano do IRPA 2006, XXIV reunião Anual da SMSR e XVII Congresso Anual da SNM*. Acapulco, México, de 3 a 8 de setembro de 2006.

LOUREIRO, E. C. M., **Coefficientes de Conversão para Cálculo de Doses devido a Radiografias Odontológicas Utilizando o Método de Monte Carlo**, Dissertação de Mestrado, UFPE-DEN, Recife-PE, 1998.

LOUREIRO E. C. M., **Construção de Simuladores Baseados em Elementos de Volume a Partir de Imagens Tomográficas Coloridas**, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2002.

Maintz, J. B. A.; Viergever, M. A. “**A survey of medical image registration**”, *Medical Image Analysis*, v. 2, 1998.

MARSAGLIA, G., **DIEHARD**, *Source Files in C*, <http://stat.fsu.edu/~geo/>, consultada em maio 2006.

MENEZES, C.J.M.; PEIXOTO, J.E.; LIMA, R.A. **Desenvolvimento de um modelo computacional de exposição externa para um dosímetro odontológico**, *Primeiro Congresso Americano do IRPA 2006, XXIV reunião Anual da SMSR e XVII Congresso Anual da SNM*. Acapulco, México, de 3 a 8 de setembro de 2006.

MENEZES, C.J.M.; PEIXOTO, J.E.; LIMA, R.A.; VIEIRA, J.W. **Study of the influence of the absorbing medium in the measurement of the kVp in the odontologic dosimetric card utilizing simulations with the egs4 monte carlo code**, *International Nuclear Atlantic Conference-INAC 2007, Associação Brasileira de Energia Nuclear - ABEN, São Paulo, SP, Brasil, september 30 to october 5, 2007*.

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

NIKOLAIDIS N. and PITAS I., **3-D Image Processing Algorithms**, Ed. John Wiley & Sons, USA, 2001.

SANTOS, A. M., **Desenvolvimento de um modelo computacional para cálculos de dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano em situações de exposições acidentais**, Tese de Doutorado, UFPE - DEN, Recife – PE, 2006.

SCHIABEL, H.; VENTURA, A.; FRÈRE, A.F. “**Formal Study Of Lateral Magnification And Its Effect On Mammographic Image Sharpness**”, *Medical Physics*, v. 21, n. 2, p. 271-276.1994.

SCURI, A.E. **Fundamentos de Imagem Digital**. Tecgraf / PUC-Rio. Setembro, 1999.

SNYDER, W. S., FORD, M. R. and WARNER, G.G., **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**, Revision of MIRD Pamphlet n.5, Society of Nuclear Medicine, New York, N.Y., 1978.

SPITZER, V. M.; WHITLOCK, D. G. **Atlas of the visible human male**, Jones and Bartlett, Boston, Mass., USA, 1998.

STABIN M., WATSON E., CRISTY M., RYMAN J., ECKERMAN K., DAVIS J., MARSHALL D. and GEHLEN K., **Mathematical Models and Specific Absorbed Fractions of Photon Energy in the Nonpregnant Adult Female and at the End of each Trimester of Pregnancy**, Report n. ORNL/TM-12907, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1995.

TURNER J. E., WHIGHT A. H. and HAMM R. N., **A Monte Carlo Primer for Health Physicists**, (Review Article), *Health Physics*, **48**, 717-733, 1985.

VERSTEEG, C. H. **Estimating distances on direct digital images and conventional radiographs**. *JADA*, Chicago, v. 128, n. 4, p. 439-443, Apr. 1997.

VIEIRA, J. W. **Uso de técnicas Monte Carlo para determinação de curvas de isodose em Braquiterapia**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, CTG, Energia Nuclear, 2001.

VIEIRA, J. W. **Construção de um modelo computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantomas de voxels**. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Pernambuco, CTG, Energia Nuclear, 2004.

VIEIRA J. W., STOSIC B., LIMA F. R. A., KRAMER R., SANTOS A. M. e LIMA V. J. M., **Um Software para Editar Fantomas de Voxels e Calcular Coeficientes de Conversão para Proteção Radiológica**, *RADIO* 2005, Rio de Janeiro, 2005

VIEIRA J. W., LIMA F. R. A., SANTOS A. M., LEAL NETO V. e LIMA V. J. M. **DIP – Um Software para Processamento de Imagens Digitais**. II Congresso de Pesquisa e

Inovação da Rede Norte Nordeste de Educação Tecnológica – II CONNEPI, João Pessoa – PB, 2007.

ZANKL M. and WITTMANN A., **The Adult Male Voxel Model “Golem” Segmented from Whole-Body CT Patient Data**, *Radiat. Environ. Biophys.*, 40, 153-162, 2001.

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

ZUBAL I. G., **The Yale Voxel Phantoms**, <<http://noodle.med.yale.edu/zubal>>, acessada em dezembro de 2006.

ANEXO I: Formulário de dose

Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda

MC-CODE/PHANTOM : EGS4/PROFAX FOR INTERNAL & EXTERNAL EXPOSURES  
 VOXEL SIZE XL/YL/ZL (CM) : .36 .36 .36  
 START DATE: 19-02-2008 TIME: 15:39:10.76  
 STOP DATE: 19-02-2008 TIME: 16:59:59.27  
 X-RAY DIAGNOSTIC: Fax\_0\_AP\_5\_100\_35\_43  
 SOURCE AT: XS= 28.80 cm YS= 100.00 cm ZS= 42.59 cm  
 SOURCE TYPE: DIVERGENT BEAM PROJECTION: PA QD: .97  
 SOURCE-TO-PHANTOM CENTER: 86.32 cm  
 FIELD SIZE IN PHANTOM CENTER: 35.0 cm X 43.0 cm  
 MAXIMUM INCIDENT PARTICLE ENERGY: 5. keV SOURCE PARTICLE : PHOTON  
 SPECTRUM NO. 5 130 KVP,1+3 MM AL,HWS  
 MEAN SPECTRAL ENERGY: 60.9 keV  
 INCIDENT FLUENCE AND KERMA REFER TO FIELD OR SPHERE CENTER  
 AIR-KERMA/FLUENCE: 3.81E-13 Gy\*cm\*\*2  
 NUMBER OF INCIDENT PARTICLES: 100000000/ 100000000 ECU 200. keV PCUT= 2. keV

NO. ORGAN	N-VOXEL	ORGAN DENSITY g/cm**3	DOSE/FLUENCE IN REF. PLANE mgY*cm**2	DOSE/INCIDENT AIR-KERMA Gy/Gy	ENER/ETOT ABS.FRACT. MEV/MEV	COEFF. OF VARIANCE %	DOSE/PERSONAL DOSE AT CHEST Gy/Gy
1	SOFT TISSUE(NOT PART OF E)	1.0500	9.4247E-11	2.4717E-01	0.0000E+00	.00	0.0000E+00
2	ADRENALS	1.0500	2.8959E-10	7.5949E-01	0.0000E+00	.46	0.0000E+00
3	BLADDER WALL	1.0500	4.6493E-12	1.2193E-02	0.0000E+00	2.07	0.0000E+00
4	BRAIN	1.0500	2.3058E-12	6.0473E-03	0.0000E+00	.58	0.0000E+00
5	CONNECTIVE TISSUE	1.0500	1.6603E-10	4.3543E-01	0.0000E+00	.05	0.0000E+00
6	COLON WALL	1.0500	8.0931E-11	2.1225E-01	0.0000E+00	.17	0.0000E+00
7	BREASTS	1.0500	9.2201E-11	2.4181E-01	0.0000E+00	.14	0.0000E+00
8	KIDNEYS	1.0500	3.2251E-10	8.4583E-01	0.0000E+00	.10	0.0000E+00
9	LIVER	1.0500	1.9198E-10	5.0348E-01	0.0000E+00	.06	0.0000E+00
10	LUNGS	1.0500	3.1442E-10	8.2460E-01	0.0000E+00	.05	0.0000E+00
11	MUSCLE	1.0500	1.1109E-10	2.9134E-01	0.0000E+00	.02	0.0000E+00
12	UESOPHAGUS	1.0500	1.6901E-10	4.4324E-01	0.0000E+00	.36	0.0000E+00
13	OVARIES	1.0500	1.3149E-11	3.4486E-02	0.0000E+00	2.33	0.0000E+00
14	PANCREAS	1.0500	1.5641E-11	4.1021E-01	0.0000E+00	.21	0.0000E+00
15	RED BONE MARROW TOTAL	1.0500	1.2911E-10	3.3861E-01	0.0000E+00	.06	0.0000E+00
16	SMALL INTESTINE WALL	1.0500	7.5703E-11	1.9878E-01	0.0000E+00	.14	0.0000E+00
17	SKIN	1.0900	8.1185E-11	2.1292E-01	0.0000E+00	.06	0.0000E+00
18	SPLEEN	1.0500	2.3087E-10	6.0549E-01	0.0000E+00	.17	0.0000E+00
19	STOMACH WALL	1.0500	1.4916E-10	3.9120E-01	0.0000E+00	.20	0.0000E+00
20	SALIVARY GLANDS	1.0500	2.9691E-11	7.7869E-02	0.0000E+00	.63	0.0000E+00
21	THYMUS	1.0500	1.0797E-10	2.8317E-01	0.0000E+00	.61	0.0000E+00
22	THYROID	1.0500	8.8296E-11	2.3156E-01	0.0000E+00	.73	0.0000E+00
23	EXTRATHORACIC AIRWAYS	1.0500	4.0842E-11	1.0711E-01	0.0000E+00	.68	0.0000E+00
24	UTERUS	1.0500	6.5718E-12	1.7235E-02	0.0000E+00	1.26	0.0000E+00
25	ADIPOSE TISSUE	1.9500	4.7989E-11	1.2586E-01	0.0000E+00	.03	0.0000E+00
26	HEART WALL	1.0500	1.6727E-10	4.3868E-01	0.0000E+00	.14	0.0000E+00
27	LYMPHATIC NODES	1.0500	7.1689E-11	1.8801E-01	0.0000E+00	.19	0.0000E+00
28	GALLBLADDER WALL	1.0500	9.6892E-11	2.5411E-01	0.0000E+00	.99	0.0000E+00
29	SKELETON AVERAGE	1.5974	2.8373E-10	7.4410E-01	0.0000E+00	.02	0.0000E+00

ROBERTO\_IDEN ROBERTO\_DISSERFACAO... Fax\_0\_AP\_5\_100\_35... 07:43

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)



[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)