



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Eros Duarte Ortigoso Carbi

**DESENVOLVIMENTO E CONSTRUÇÃO DE FANTOMAS
HOMOGÊNEOS PEDIÁTRICOS PARA OTIMIZAÇÃO DE
IMAGENS RADIOGRÁFICAS DE TÓRAX**

Botucatu

2010

Eros Duarte Ortigoso Carbi

**DESENVOLVIMENTO E CONSTRUÇÃO DE FANTOMAS
HOMOGÊNEOS PEDIÁTRICOS PARA OTIMIZAÇÃO DE
IMAGENS RADIOGRÁFICAS DE TÓRAX**

Dissertação apresentada ao Instituto de
Biociências, Campus de Botucatu,
UNESP, como parte das exigências para
obtenção do Título de Mestre no
Programa de Pós-Graduação em
Biologia Geral e Aplicada.

ORIENTADOR: Prof. Adj. José Ricardo de Arruda Miranda

CO-ORIENTADORA: Profa. Dra. Diana Rodrigues de Pina

Botucatu
2010

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: Selma Maria de Jesus

Carbi, Eros Duarte Ortigoso.

Desenvolvimento e construção de fantomas homogêneos pediátricos para otimização de imagens radiográficas de tórax / Eros Duarte Ortigoso Carbi. – Botucatu, 2010.

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências, Botucatu, 2010

Orientador: José Ricardo de Arruda Miranda

Assunto CAPES: 20904002

1. Diagnóstico por imagem 2. Radiografia 3. Tórax - Diagnóstico

Palavras-chave: Construção de fantoma pediátrico; Imagens tomográficas; Quanti-ficação de tecidos biológicos

AGRADECIMENTOS

À Deus em primeiro lugar.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda, pela orientação e dedicação no desenvolvimento desta dissertação. Agradeço também pelos excelentes conselhos e pela amizade construída durante todos esses anos de convivência.

À Profa. Dra. Diana Rodrigues de Pina, pela orientação, dedicação e empenho, aplicados durante todo o desenvolvimento desta dissertação. Agradeço também pela amizade construída ao longo de todos os anos de convívio e aos grandes ensinamentos no grupo de Pesquisa em Física Aplicada ao Radiodiagnóstico.

Aos professores do departamento de Física e Biofísica, pelo apoio e atenção em todos os momentos nos quais, estes foram solicitados.

Ao Dr. Seizo Yamashita, em nome do setor de Diagnóstico por imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP), ao Dr. Marcelo Valente, em nome do Instituto da Criança do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (ICr-FMUSP), ao Dr. Henrique Manoel Lederman, em nome do Grupo de Apoio ao Adolescente e à Criança com câncer (GRAAC-UNIFESP) e ao Dr. José Antônio Flores, em nome do Complexo Hospitalar Santa Casa de Porto Alegre, pela atenção disponibilizada, para com o grupo de pesquisa, e pelos exames tomográficos pediátricos retrospectivos, gentilmente, disponibilizados

Ao Rafael, por toda a ajuda disponibilizada no desenvolvimento desta pesquisa. Agradeço também pelas divertidas horas de pesquisa e aprendizado e pela grande amizade construída durante esses anos de convívio no grupo de pesquisa em Física Aplicada ao Radiodiagnóstico.

Ao João Barbosa Francisco, em nome do setor de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu, pelo apoio incondicional no desenvolvimento desta pesquisa.

Aos Técnicos do setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu, pela compreensão e paciência durante a realização deste trabalho.

Aos pesquisadores, integrantes do grupo de Pesquisa em Biomagnetismo, em especial ao Paulo, pela ajuda disponibilizada e grande amizade desenvolvida ao longo de todos esses anos.

Aos amigos de Pós-Graduação, grandes companheiros ao longo desta caminhada.

Aos meus pais, Adilson e Maria José, pela ajuda incondicional da qual sou favorecido.

À Maria Angélica, por quem os sentimentos superam as diferenças e as distâncias.

À todas as pessoas que direta ou indiretamente ajudaram a desenvolver este trabalho.

Sumário

Índice de Figuras	
Índice de Tabelas	
Lista de abreviaturas	
Resumo e Abstract	
Capítulo1 - Introdução.....	14
Capítulo 2 - Fundamentos Teóricos.....	20
2.1 – Tomografia Computadorizada.....	20
2.2 – DICOM.....	22
2.3 – Aplicativo <i>Mathematica</i>	23
2.4 – MATSIM.....	24
2.5 – Função Gaussiana.....	25
2.6 – Produção de Raios X.....	26
2.7 – Espectro de Raios X.....	28
2.8 – Imagem Radiográfica.....	30
2.9 – Interação da Radiação com a Matéria.....	31
2.9.1 - Espalhamento coerente (Rayleigh).....	31
2.9.2 - Efeito Compton.....	32
2.9.3 - Efeito Fotoelétrico.....	32
2.10 – Características do Filme Radiográfico.....	33
2.11 – Fantomas.....	36
Capítulo 3 - Desenvolvimento do Fantoma Pediátrico - Metodologia para classificação e quantificação de tecidos biológicos para construção do fantoma pediátrico.....	38
3.1 – Algoritmo.....	38
3.2 – Validação do Método.....	43
Capítulo 4 – Construção de Fantomas Pediátricos.....	49
Capítulo 5 – Considerações Finais.....	62
Bibliografia.....	64

Índice de Figuras

Figura 1: Conjunto de dados DICOM e a estrutura dos elementos de dados.....	23
Figura 2: A estrutura do Mathematica.....	24
Figura 3: Curvas Gaussianas ilustrando a média (μ) e os diferentes desvios padrões: (A) curva mais dispersa e (B) curva menos dispersa	25
Figura 4: Esquema ilustrativo de um tubo de raios X.....	26
Figura 5: Espectro de Raios X produzido por <i>Bremsstrahlung</i> e radiação característica	28
Figura 6: Esquema ilustrativo das conseqüências de filtrações adicionais na intensidade e energia do feixe de raios X.....	29
Figura 7: Esquema ilustrativo da formação de uma imagem radiográfica.....	30
Figura 8: Curva Característica de um sistema tela-filme.....	34
Figura 9: Fluxograma do algoritmo que converte espessura de tecidos biológicos em materiais simuladores pela análise de histograma.....	40
Figura 10: Tecidos constituintes do tórax de um adulto típico.....	40
Figura 11: Fantoma homogêneo equivalente ao paciente (FEP).....	43
Figura 12: Fantoma antropomórfico Alderson RANDO.....	43
Figura 13: Histograma (círculos cheios) do fantoma homogêneo FEP, ilustrando os ajustes por funções gaussianas para todas as placas de acrílico (linhas contínuas). A região (*) representa pseudos-tecidos na região do PMMA (NCT= 126).....	44
Figura 14: Corte tomográfico do FEP: (a) nível de janela :130; largura de janela de 550, (b) nível de janela: 500; largura de janela:250. As regiões escuras nas bordas superior e inferior do FEP, em (a) e (b), representam um erro de reconstrução tomográfica, responsáveis pela formação dos pseudo-tecidos histograma.....	44
Figura 15: Histograma (círculos cheios) para o tórax do RANDO, ilustrando os ajustes por funções gaussianas para o simulador de tecido mole, resina epoxi, (linhas contínuas).....	45
Figura 16: Histograma (círculos cheios) para o tórax do paciente adulto típico, ilustrando os ajustes por funções gaussianas para os tecidos adiposos, moles, osso e ar (linhas contínuas). Os ajustes para os tecidos moles, tecidos ósseos e o ar estão sobrepostos pelo histograma.....	46

Figura 17(a e b): Esquema ilustrativo do fantoma homogêneo de tórax para projeção AP.....	50
Figura 18: Esquema de montagem experimental para as medidas de CSRs sob as espessuras de fantomas.....	51
Figura 19: Avaliação da CSR, em milímetros de alumínio, em função de espessuras de PMMA, para tensões de 55-70kVp com passos de 5kVp. As espessuras dos fantomas (1-9) ocupam a região delimitada por barras verticais tracejadas.....	52
Figura 20: Arranjo experimental para avaliação da resposta sensitométrica do sistema tela-filme para distintas espessuras do fantoma homogêneo	52
Figura 21: Curvas sensitométricas, obtidas, com 55kVp, para os fantomas 1, 5 e 9.....	53
Figura 22: Curvas sensitométricas, obtidas, com 60kVp, para os fantomas 1, 5 e 9.....	53
Figura 23: Curvas sensitométricas, obtidas, com 65kVp, para os fantomas 1, 5 e 9.....	54
Figura 24: Curvas sensitométricas, obtidas, com 70kVp, para os fantomas 1, 5 e 9.....	54
Figura 25: Curvas sensitométricas, obtidas com (55, 60, 65 e 70) kVp, para o fantoma 5.....	55
Figura 26: Dados da curva sensitométrica (círculos cheios) com o ajuste pela função de Densidade Óptica $DO(x)$ (linha contínua) e a respectiva função Gaussiana (linha tracejada).....	56

Índice de Tabelas

Tabela 1: Valores das espessuras de PMMA e Al descritos na literatura (DL-FEP) e espessuras obtidas neste estudo para o FEP (DE-FEP), RANDO (DE-RANDO), e paciente adulto típico (DE-PAT), com seus respectivos erros relativo (E%). Todas as medidas de espessuras são expressas em milímetros (mm).....	46
Tabela 2: Espessura média (em milímetros – mm) de tecidos biológicos, ar (AR), tecido adiposo e tecido mole (TA e TM) e tecido ósseo (TO), relacionados com materiais simuladores (PMMA e Al), com os respectivos desvios padrão (σ) e Número de Exames (N.E), contidos em cada faixa de DAP, associada a cada fantoma.	49
Tabela 3: Avaliação da média (Média) com o respectivo desvio dos parâmetros: amplitude (A), valor central (μ) e desvio padrão (σ) e ajuste do zero (z) extraídos das funções de Densidades Ópticas, obtidas a partir das curvas sensitométricas, para os fantasmas 1, 5 e 9 (F1, F5 e F9), avaliados sob a tensão de (55–70)kVp, com passos de 5kVp.....	56
Tabela 4: Avaliação da média (Média), com o respectivo desvio, dos parâmetros: gradiente médio (Gm), latitude (L) e velocidade ($V - mR^{-1}$), extraídos dos ajustes (função Erro) das curvas sensitométricas, para os fantasmas 1, 5 e 9 (F1, F5 e F9), avaliados com tensão de (55-70)kVp, com passos de 5kVp. Esta tabela ainda apresenta os valores de energia efetiva do feixe, em keV, ($E_{ef} - keV$) e os valores de mAs referentes aos valores de DOs em torno de 1,0 acima da base mais véu.....	58
Tabela 5: Diâmetro Ântero-Posterior, em milímetros, (DAP mm), e as espessuras dos materiais simuladores PMMA e Al, em milímetros, pertencentes aos pares, anterior e posterior, do fantoma homogêneo construído.	59

Lista de Abreviaturas

CT: *Computed Tomography*

DICOM: *Digital Imaging and Communication in Medicine*

UTI: Unidade Intensiva de Tratamento

RANDO: *Radiation Analog Dosimetry System*

FEP: Fantoma homogêneo Equivalente ao Paciente

AP: Ântero-Posterior

LL: Látero-Lateral

PMMA: Polimetilmetacrilato

Al: Alumínio

FAR: Fantoma Analítico Realístico

DAP: Diâmetro Ântero-Posterior

DLL: Diâmetro Látero-Lateral

mAs: produto da corrente de elétrons no tubo de raios X, em miliAmpere, pelo tempo de exposição, em segundos.

kVp: *kiloVoltage of peak*

CSR: Camada Semi-redutora

Eef: Energia efetiva

DO: Densidade Óptica

B+V: Base mais Véu

Gm: Gradiente Médio

V: Velocidade

CR: Contraste Radiográfico

Resumo

A tarefa preliminar para a construção de um fantoma é a quantificação das espessuras médias de tecidos biológicos presentes na região de interesse. Para atingir esse objetivo, foi desenvolvido um algoritmo computacional capaz de classificar e quantificar os tecidos biológicos, obtidos a partir de imagens tomográficas. O algoritmo desenvolvido ainda converte as espessuras médias de tecidos biológicos (moles, adiposos e ósseos) em respectivas espessuras de materiais simuladores (polimetilmetacrilato e alumínio).

A validação do método foi realizada, comparativamente, entre as espessuras de tecidos presentes no tórax de um fantoma antropomórfico (RANDO), pacientes adultos e materiais simuladores de um fantoma homogêneo (FEP). O processo de validação mostrou resultados satisfatórios para os tecidos avaliados, apresentando o maior desvio para o tecido ósseo do adulto padrão (em torno de 18,80%) quando comparado ao RANDO. Uma vez validado o método, este foi aplicado em imagens tomográficas pediátricas do tórax de pacientes de 0 a 1 ano de vida.

O resultado desta pesquisa mostrou que um único fantoma pode representar todas as faixas de DAPs pediátricas (8,5 – 13,0)cm, avaliadas neste estudo.

O fantoma desenvolvido foi calibrado para tensões normalmente utilizadas, na realização de exames de tórax pediátricos (55, 60, 65 e 70)kVp, a partir de curvas sensitométricas. Essas curvas foram utilizadas para quantificação de parâmetros físicos, que influenciam na qualidade final da imagem. O resultado dessa avaliação mostrou que as curvas apresentam comportamentos “similares”, diferindo somente em quantidade de exposição para produção de Densidades Óticas (DO) desejáveis.

O resultado desta pesquisa provê contribuições originais quanto ao desenvolvimento e construção de fantoma pediátrico, contribuindo com a menor relação risco-benefício para o paciente pediátrico.

***Palavras Chaves:** Imagens tomográficas, quantificação de tecidos biológicos, construção de fantoma pediátrico.*

Abstract

The first task to phantom construction is to quantify the average thickness of biological tissue in the region of interesting. To reach this aim, we have developed one computed algorithm that makes possible to classify and quantify the biological tissues gotten from tomographic images. The algorithm developed still convert the average thickness of biological tissues (soft, fat and bone) in the respective thickness of simulator materials (polymethylmethacrylate and aluminum).

The validation of method was carried through by comparison between the thickness of tissues present in the thorax of anthropomorphic phantom (RANDO), standard adult and simulator materials of the homogeneous phantom (PEP). The process of validation showed satisfactory results for tissues evaluated. The biggest deviation for bone tissue, belongs to standard adult, was around of 18.80%, when compared to RANDO. After the validation method, it was applied to pediatric tomographic images of thorax for patients who are 0 to 1 years old.

The results of this research showed that one phantom can represent all pediatric DAP bands (8,5 - 13,0) cm, evaluated in this study.

The phantom developed was calibrated for voltages generally used in the accomplishment of pediatric thorax examinations (55, 60, 65 and 70) kVp, from sensitometric curves. These curves had been used for quantification of physical parameters, which has influence in the quality of images. The result of this evaluation showed that this curves present the same behaviors. The difference is only in the amount of exposition, which is capable to produce the Optical Density (DO) desirable.

The results of this research provide original contributions for the process of development and construction of pediatric phantom. In additional this research contributes with the smallest risk-benefit relationship to pediatric patient.

Key Words: *Tomographic images, Quantification of biological tissues, Construction of pediatric phantoms.*

CAPÍTULO 1

1. Introdução

Entre os tipos de procedimentos que envolvem exposição à radiação ionizante, a maior parcela corresponde às exposições médicas. Dentre essas, os diagnósticos feitos com raios X são as fontes mais significativas para a exposição da população mundial (Freitas e Yoshimura 2003a, 2004b, Pina 2009).

Os recém nascidos e lactantes (até 1 ano de vida) requerem um cuidado especial quando submetidos a exames radiológicos, pois apresentam maior radiosensibilidade (4 a 7 vezes) quando comparado com adultos (Armpilia 2002). Maior radiosensibilidade representa maior fator de risco para o desenvolvimento de alterações genéticas, podendo prover certos tipos de cânceres induzidos e menor expectativa de vida (Hall 2000, Armpilia 2002). Dessa forma, a radiologia diagnóstica pediátrica pode ser considerada como uma especialidade separada e com características distintas da radiologia aplicada à pacientes adultos, em razão da variabilidade no tamanho das estruturas anatômicas e maior sensibilidade dos tecidos.

Os pacientes lactentes são submetidos com maior frequência à exames radiológicos de tórax, devido a problemas inerentes do próprio recém nascido (muitas vezes prematuros), doenças congênitas e das freqüentes infecções em vias aéreas superiores (Rugolo et al 1978, Maffei et al 1980, Rugolo et al 1981, Ruiz et al 1998, Cunha et al 2004, Bosso et al 2004). Nessa faixa etária é estimado que 1 paciente pediátrico, internado em Unidade de Tratamento Intensivo (UTI), pode realizar até quatro exames de tórax por semana (Armpilia 2002, Brindhavan 2004, Yakoumakis et al 2007). Estes pacientes são freqüentemente superexpostos à radiação e outros riscos emocionais e físicos, nas repetidas tentativas de se obterem imagens aceitáveis. Dessa forma o paciente pediátrico pode ficar exposto a doses de radiação muito maiores do que se pode prever. Isso ocorre, por vezes, pela própria falta de cooperação e principalmente pela falta de padronização de técnicas radiográficas pediátricas (Armpilia 2002, Bosso et al. 2004). É muito comum a realização de exames pediátricos, com protocolos destinados à pacientes adultos (Cunha et al. 2004, Bosso et al. 2004).

A European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics (CEC 1996) e, mais recentemente, a *Council directive on health protection of a individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom* (Council Directive / Euratom 1997), estabelecem protocolos para a realização de exames radiológicos

pediátricos. Estes protocolos, quando otimizados, permitem a aquisição de imagens radiográficas consideradas de boa qualidade, com doses tão baixas quanto razoavelmente exequível (CEC 1996, Thomas 2003, Tsalafoutas et al 2007).

Estudos sobre otimização de doses em paciente pediátricos tem sido realizados nos últimos tempos, com grande impacto, os quais utilizam fantasmas físicos, homogêneos e antropomórficos (Cook et al 2001, Hanssoni 2008, Vano 2008 e Brisse et al 2009). Estes estudos avaliam o Kerma, na superfície de entrada da pele, e a Dose efetiva, em diferentes regiões do corpo, para pacientes pediátricos com idades entre 1 e 5 anos de vida.

Trabalhos mais recentes apresentam metodologias para quantificação de dose absorvida na superfície de entrada da pele, a partir de medidas de Kerma no ar e metodologias para otimização de imagens radiográficas convencionais, digitais e de tomografia computadorizada, na região do tórax, em pacientes pediátricos com idades acima de 1 ano de vida (Shkumat 2008, Punwani 2008, Correa et al 2008, Brisse 2009, Moore 2009 e Ledenius et al 2009).

Todavia, a literatura se atem a metodologias para a otimização de imagens e dose, obtidas com a utilização de radiação ionizante, para pacientes com idades acima de 1 ano de vida (Cook et al. 2001, Hanssoni 2008, Vano 2008, Correa et al. 2008, Brisse et al. 2009, Moore 2009 e Ledenius et al. 2009).

O método primário para otimização de imagens radiográficas é realizado a partir da calibração do feixe de raios X, utilizando fantasmas, os quais são estruturas que simulam características de absorção e espalhamento da radiação, próximas a da região anatômica em estudo (Gray 1983, ANSI 1982, Pina et al. 2004).

Estudos sobre desenvolvimento de fantasmas são baseados em avaliações preliminares quanto à constituição (espessura, densidade, atenuação e espalhamento) de tecidos biológicos e respectivos materiais simuladores (Söderberg 1996, Pina 2004, Sakae 2005).

As pesquisas realizadas neste sentido abordam a construção de algoritmos para classificação e quantificação de tecidos biológicos, a partir de imagens tomográficas, realizando segmentação de imagem.

Drebin et al apresenta um algoritmo de renderização de volumes, os quais são modelados através da composição de diversos materiais (osso, tecido mole e tecido adiposo). A classificação dos volumes é feita através da segmentação da imagem, utilizando porcentagens dos materiais em estudo. Estas porcentagens são extraídas de

histogramas, da absorção dos raios X no voxel, as quais são constituídas pela soma da sobreposição das distribuições dos materiais, em ordem crescente de intensidade (Drebin et al. 1988).

Shrinidhi et al utiliza um classificador de tecidos, para as imagens de tomografia computadorizada, com elementos finitos específicos (FE) em estudos bioelétricos. O classificador usa um histograma de escala de cinza para cada tipo de tecido, com informações tridimensionais da vizinhança, para segmentar a imagem. Na inicialização, uma pequena amostra selecionada de cada tipo de tecido, da primeira fatia, é utilizada para gerar um histograma de escalas de cinza. Estes histogramas são armazenados e utilizados para reclassificar a fatia toda. Assim, a informação proveniente da primeira fatia pode ser usada para classificar as seguintes (Shrinidhi et al. 1996).

O algoritmo apresentado por Kalinin et al é um classificador baseado em pixels para segmentar diferentes regiões anatômicas em estudos de tomografia computadorizada. Este algoritmo consiste em três etapas: Na primeira, é calculado matriz de co-ocorrência de descritores da textura para cada pixel na amostra da imagem. Na segunda, é construído um classificador de árvore de decisão, usando os descritores de textura e os nomes dos tecidos como rótulos de classificação. Na terceira, é gerado um conjunto de regras de decisão para ser usado na classificação de novos pixels e na identificação de diferentes regiões anatômicas, juntando-se pixels adjacentes com classificações similares (Kalinin et al. 2005).

A metodologia de Susomboon et al baseia-se na classificação de regiões da imagem pela textura, através da análise das vizinhanças dos pixels. Tendo os parâmetros da textura da imagem, esta pode ser segmentada e classificada. As imagens lidas passam por um processo de realce de contraste, propiciando a melhor extração dos parâmetros da textura. A seguir, o algoritmo analisa a vizinhança de cada pixel, para cada imagem, de modo a obter a informação de cada parâmetro, de acordo com os níveis de cinza. Aqui são avaliados os parâmetros para a classificação da textura: entropia, energia, contraste, homogeneidade, soma média, variância, correlação, probabilidade máxima, momento de diferença inverso (IDM) e tendência de cluster (mede o agrupamento dos pixels com os níveis de cinza semelhantes). Na próxima etapa, o algoritmo classifica e segmenta os tecidos analisados através dos parâmetros encontrados, utilizando árvores de decisão (Susomboon et al. 2005).

Pina et al apresenta uma metodologia para quantificação das espessuras médias de tecidos biológicos a partir de imagens tomográficas. Esta quantificação conta com o

auxílio de grades contendo células de $1,0 \text{ cm}^2$, nas quais, a distinção dos tecidos é realizada por meio de densidades óticas, referentes aos diferentes tipos de tecidos (mole, ar e ósseo) existentes em cada célula. Nesta metodologia, a espessura média dos tecidos biológicos é quantificada a partir de uma média dos comprimentos de linhas de células, com o mesmo tipo de tecido, ao longo de um dos eixos ordenados (x, y), de acordo com a projeção desejada (Pina et al. 2006).

O programa proposto por Oliveira et al utiliza ajustes de contraste das densidades óticas e operações lógicas para criar máscaras dos tipos de tecidos e assim fazer a sua segmentação e quantificação. As imagens são divididas em três regiões: tecido ósseo, tecido mole e região de ar. O algoritmo inicial de processamento de imagens remove informações indesejáveis, em seguida, um ajuste de contraste é aplicado, onde uma operação linear redefinirá os níveis de cinza de acordo com o intervalo ocupado inicialmente e o intervalo que se deseja ocupar (Oliveira et al. 2007).

Zheng et al apresenta uma metodologia automática para quantificação de tecidos, a partir de segmentação de imagens tomográficas no formato DICOM. O trabalho de Zheng mostra um algoritmo capaz de segmentar as imagens por meio de regras de decisão, obtidas a partir de números de CT, selecionados previamente, tomando como referência uma vizinhança de pixels dos tecidos encontrados na região de interesse. A quantificação dos tecidos é realizada pela multiplicação entre a quantidade de pixels e a área de cada pixel. O objetivo desse trabalho é a quantificação da área de ar existente no interior dos pulmões em adultos (Zheng et al. 2007).

Hangartner e Short utilizam uma metodologia para calcular a espessura e a densidade de ossos delgados, os quais apresentam difícil visualização nas imagens tomográficas em razão das limitações existente na resolução espacial dos equipamentos. O cálculo da espessura é estimado com base na FWHM (*Full Width at Half Maximum*), realizada através de ajustes feitos por gaussianas (Hangartner and Short 2007).

Os trabalhos encontrados na literatura apresentam, em geral, metodologias para classificação de tecidos. Estudos sobre quantificação de tecidos, para a construção de fantasmas, são escassos e considerados lacunas quando se trata de fantasmas pediátricos. Pesquisas com fantasmas físicos, homogêneos e antropomórficos, foram desenvolvidas para finalidades de otimização de imagens radiográficas para adultos típicos (ANSI 1982, Gray 1983, Vassileva 2002, Pina et al. 2004, 2006 e 2009). Nessa mesma linha de pesquisa, propomos o desenvolvimento e a construção de fantasmas homogêneos pediátricos para ser utilizado no processo de otimização de imagens radiográficas de

tórax de pacientes de 0 a 1 ano de vida. Vale salientar que esta pesquisa traz contribuições originais à comunidade científica ao prover uma metodologia para construção e desenvolvimento de fantasmas homogêneos pediátricos, propondo a quantificação automática de tecidos biológicos e materiais simuladores.

Esta pesquisa foi desenvolvida no Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP) com o apoio financeiro da FAPESP, processo 2007/05869-4.

CAPÍTULO 2

2. Fundamentos Teóricos

2.1 Tomografia Computadorizada

A tomografia computadorizada é um método de aquisição de imagens desenvolvido na década de 70, pelo físico sul americano Allan Comarck e pelo engenheiro inglês Godfrey Hounsfield, ganhadores do prêmio Nobel de medicina no ano de 1979 (Hobbie and Roth 2007). Este método revolucionou os estudos radiológicos, por proporcionar a visualização das estruturas anatômicas, nos planos sagital, coronal e axial e por permitir a distinção entre as densidades da ordem de 0,5% entre os distintos tecidos encontrados no corpo humano, ao passo que na radiologia convencional este limiar encontra-se em torno de 5% (Pina, et all 2009).

O princípio de formação da imagem por tomografia computadorizada está na reconstrução das estruturas internas de um objeto realizadas a partir de múltiplas projeções deste objeto. Estas reconstruções são obtidas pela detecção da radiação transmitida através de um objeto, a qual é realizada por detectores a gás ou detectores de estado sólido (Curry et al 1990). O processo de reconstrução da imagem se baseia na formação de pixels (elemento da imagem) a partir de voxels (elemento de tecido ou objeto). A composição, espessura e a qualidade do feixe de raios X determinam o grau de atenuação de cada tipo de tecido. Esta atenuação é quantificada por meio do coeficiente de atenuação linear μ (cm^{-1}), podendo este ser medido através da equação 1, a qual expressa a atenuação exponencial da radiação (Johns and Cunningham 1983, Curry et al 1990). A equação 1 relaciona a quantidade de radiação transmitida pelo Voxel (N), a quantidade de radiação incidente no voxel (N_0), o coeficiente de atenuação linear (μ) e a espessura do voxel (x) dada em cm (Johns and Cunningham 1983, Curry et al 1990).

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

O mesmo procedimento é adotado para a distinção de tecidos com diferentes coeficientes de atenuação linear. Nesse caso, outras equações com informações adicionais são incorporadas formando um sistema de equações possível e determinado. As equações (2, 3, 4 e 5) descritas a seguir representam o sistema de projeções para 4 tipos diferentes de tecidos (Curry et al 1990).

$$N_1 = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)x} \quad (2)$$

$$N_2 = N_0 e^{-(\mu_2 + \mu_4)x} \quad (3)$$

$$N_3 = N_0 e^{-(\mu_2 + \mu_3)x} \quad (4)$$

$$N_4 = N_0 e^{-(\mu_3 + \mu_4)x} \quad (5)$$

A partir deste sistema de equações (2, 3, 4 e 5), é possível calcular os coeficientes de atenuação lineares de 4 diferentes estruturas internas de um objeto ou de 4 diferentes tipos de tecidos em uma determinada região corporal. Estes coeficientes são utilizados para calcular os Números de CT (Computed Tomographic – grau de enegrecimento da imagem medido em HU – Hounsfield Unit), conforme mostra a equação 6. Os números de CT são calculados através de softwares utilizados nos equipamentos de CT (Curry et al 1990, Sprawls 1993).

$$nCT = \frac{k(\mu_\rho - \mu_w)}{\mu_w} \quad (6)$$

A equação 6, relaciona o coeficiente de atenuação linear do meio (μ_ρ), o coeficiente de atenuação linear da água (μ_w) e a constante de magnificação (K), a qual assume valores entre 500 e 1000, dependendo do tamanho da janela (quantidade de tonalidades de cinza) desejada na imagem tomográfica.

Este processo permite a atribuição de diferentes graus de enegrecimento (graus de cinza) aos diferentes números de CT utilizados para a formação da imagem tomográfica, possibilitando assim, a distinção entre as diferentes estruturas em uma imagem tomográfica (Curry et al 1990, Sprawls 1993).

As projeções do feixe de raios X, por si só, não são suficientes para a formação da imagem tomográfica. É necessário a utilização de algum algoritmo matemático para a reconstrução desta imagem. Os algoritmos mais utilizados atualmente são os algoritmos de retroprojeção filtrada e de análise de Fourier bi-dimensional. O algoritmo de retroprojeção filtrada consiste na sobreposição dos feixes de raios X de diferentes ângulos, com a utilização de um filtro para contrabalancear o efeito de mudança de densidade das vizinhanças, as quais são responsáveis pelo *blur* da retroprojeção simples. Os algoritmos por análise de Fourier bi-dimensional são baseados no seguinte princípio: qualquer função do tempo ou do espaço pode ser representada pela soma de várias frequências e amplitudes de ondas de senos e cossenos (Hobbie and Roth 2007).

Os equipamentos modernos de Tomografia Computadorizada, como os *Multi-Slices*, utilizam uma matriz de detectores de estado sólido, onde cada linha representa um canal (uma imagem) e um feixe em forma de leque cobrindo toda a superfície do paciente. Os exames são obtidos em até 128 canais, com alta resolução, e o tempo gasto, em média, para realização de um exame está em torno de 5 segundos (Pina et al 2009).

Nesta pesquisa foram utilizadas imagens tomográficas (exames retrospectivos), no formato DICOM, de pacientes adultos e pediátricos. Estes exames foram gentilmente cedidos pelos setores de diagnóstico por imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu, Instituto da Criança do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (ICr-FMUSP), Grupo de Apoio ao Adolescente e à Criança com Câncer (Graac) e Complexo Hospitalar Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre.

2. 2 DICOM

O *American College of Radiology (ACR)* e a *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)* formaram um comitê em 1983 para o desenvolvimento de um padrão de imagem capaz de promover a comunicação da informação, por meio digital, entre os sistemas hospitalares e permitir a criação de um banco de dados global para a área da saúde (DICOM PS 3.01 2008).

Sua estrutura atual, desenvolvida em 1993, é projetada para assegurar a operacionalidade dos sistemas usados de modo a produzir, armazenar, apresentar, processar, enviar, recuperar, buscar e copiar imagens médicas e documentos derivados, como também para controlar trabalhos relacionados (NEMA 2009).

As imagens em formato DICOM (*Digital Image and Communication in Medicine*) são compostas por duas partes distintas: um cabeçalho DICOM, e a imagem propriamente dita (NEMA 2009).

O cabeçalho das imagens DICOM traz informações sobre o paciente, sobre o exame e os dados da imagem. Essas informações servem para caracterizar um determinado arquivo e podem ser utilizadas para identificá-lo dentro de um conjunto de arquivos onde esteja armazenado. As informações contidas no cabeçalho são nome, idade, tipo de aparelho, dimensão das imagens, características do exame e etc. Essas informações são organizadas em grupos conhecidos como *Data Elements* de um

conjunto de dados (Data Set), o qual está ilustrado na Figura 1, compostos por (Correa 2008):

- *Tag*: consiste num par de valores hexadecimais que identificam um tipo único de informação;
- *Value Representation (VR)*: é uma informação opcional com a finalidade de identificar os tipos de dados armazenados no *Data Element*;
- *Value Length*: informa o tamanho do conteúdo da informação armazenada no *Data Element*;
- *Value Field*: consiste no conteúdo da informação do *Data Element*.

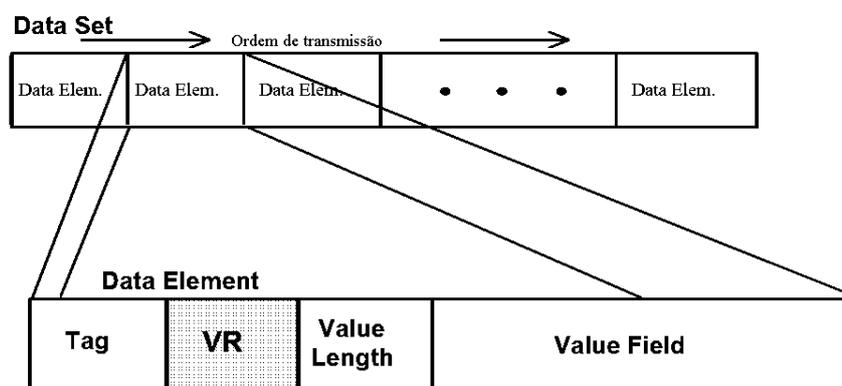


Figura 1: Conjunto de dados DICOM e a estrutura dos elementos de dados.

As funções de amostragem da imagem em formato DICOM consistem em matrizes, nas quais cada cédula representa uma tonalidade de cinza diferente. Estas funções fornecem métodos de calibração para um sistema de amostragem particular em distintos monitores ou impressoras (DICOM PS 3.01 2008).

2. 3 APLICATIVO *MATHEMATICA*

Mathematica é um aplicativo capaz de efetuar cálculos numéricos, operações com literais e numéricas, gerar uma grande variedade de gráficos bi e tridimensionais, executar cálculo estrutural, séries temporais, redes neurais e etc.

A globalização deste aplicativo se deve a uma grande capacidade computacional, incluindo as mais rápidas rotinas de álgebra linear com interface avançada e conectividade com linguagens de programação universalmente conhecidas, provendo soluções específicas para distintas áreas científicas.

O *Mathematica* pode ser dividido em dois elementos principais, ilustrados na Figura 2: o *Kernel*, responsável por todo o processamento matemático; e o *Front End*, responsável pela interface de comunicação com o usuário (Silveira 1998).

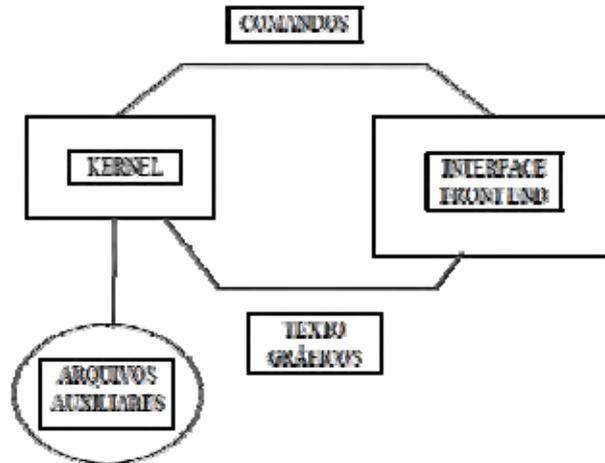


Figura 2: A estrutura do *Mathematica*.

O *kernel*, núcleo ou centro do *software*, é a parte calculadora que foi escrita em linguagem C, com cerca de 300.000 linhas de código e 1000 comandos básicos embutidos. Estes comandos são carregados automaticamente e são executados uma única vez, sendo suficiente para a maioria das demais tarefas executadas (Silveira 1998).

O *Mathematica* foi utilizado nesta pesquisa para o desenvolvimento dos algoritmos computacionais, responsáveis pela classificação e quantificação dos tecidos biológicos extraídos das imagens tomográficas de tórax, no formato DICOM, de pacientes adultos e pediátricos. Este aplicativo ainda possibilitou a conversão das espessuras de tecidos biológicos em espessuras de materiais simuladores. Este processo permitiu a construção do fantoma homogêneo pediátrico desenvolvido neste estudo.

2. 4 MATSIM

O MATSIM (acrônimo de *Material Simulation*) é um aplicativo utilizado para estimar a equivalência entre as espessuras de materiais quanto à capacidade de atenuação que oferecem ao feixe de raios X. Este aplicativo, escrito em Fortran, executa o algoritmo de conversão de espessuras de filtros (Jennings 1988). O algoritmo estima a espessura de um determinado filtro de interesse a partir da equivalência da transmissão

da radiação X de um filtro já conhecido. Esse procedimento leva em consideração o espectro de raios X de entrada, composição, densidade física e número atômico dos elementos constituintes dos filtros selecionados em intervalos de energias efetivas do feixe, para a qual se deseja efetuar o cálculo.

O MATSIM foi utilizado nesta pesquisa para estimar a equivalência entre as espessuras de tecidos biológicos (moles, adiposos e ósseos) e as respectivas espessuras de materiais simuladores (Polimetilmetacrilato e alumínio).

2. 5 FUNÇÃO GAUSSIANA

As funções gaussianas são curvas simétricas, com um único pico, também conhecidas como “*Curvas Normais ou Distribuições normais de probabilidades*”. Estas curvas são caracterizadas por sua média (μ), seu desvio padrão (σ) e sua amplitude (A). A equação de uma função gaussiana “f(x)” é dada pela equação 7 (Hobbiee 2006, Moore 2005):

$$f(x; A, \mu, \sigma) = A e^{-\frac{(x - \mu)^2}{2 \sigma^2}} \quad (7)$$

Na equação 7, a amplitude (A) é responsável pela magnitude de uma curva gaussiana e é frequentemente utilizada como fator de normalização. A média (μ) está localizada no centro da curva simétrica e coincide com a mediana. Alterando apenas a média, a curva gaussiana desloca-se ao longo do eixo horizontal, sem modificar sua dispersão. O desvio padrão (σ) controla a dispersão de uma curva Gaussiana. A figura 3 (A e B) ilustra duas curvas gaussianas com valores diferentes de σ . A curva ilustrada em 3(A) apresenta o maior desvio sendo então mais “dispersa” que a curva ilustrada em (B) (Moore 2005).

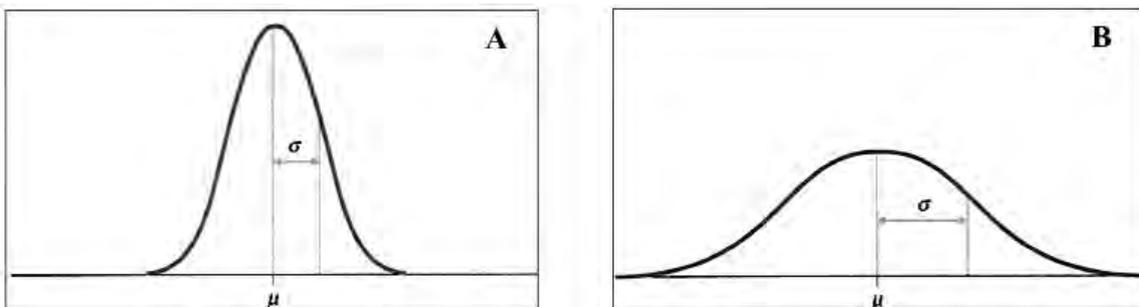


Figura 3: Curvas Gaussianas ilustrando a média (μ) e os diferentes desvios padrões: (A) curva mais dispersa e (B) curva menos dispersa (Hobbie and Roth 2007).

O parâmetro de ajuste (β), apresentado na equação 7, é responsável pela forma da função (Moore 2005).

As funções Gaussianas foram utilizadas neste estudo para o ajuste dos histogramas (quantidade de pixels *versus* NCT) obtidos a partir das imagens tomográficas no formato DICOM (Patent nº 1526801 1988).

2.6 Produção dos Raios X

A produção de raios X ocorre quando um feixe de elétrons (A), emitidos por efeito termoiônico de um filamento (catodo - B) constituído de tungstênio, com alta energia cinética, colide contra um alvo (anodo - C), também constituído por tungstênio, conforme ilustra a figura 4. O sistema (catodo-anodo) está inserido em uma ampola de vidro, na qual é feito vácuo (D). Na colisão, cerca de 99,0% da energia cinética dos elétrons é emitida como energia na forma de radiação térmica (calor) e somente 1,0% na forma de raios X (E). A produção de raios X ocorre por dois processos distintos: Emissão de raios X por *Bremsstrahlung* e emissão de raios X característicos (Johns and Cunningham 1983).

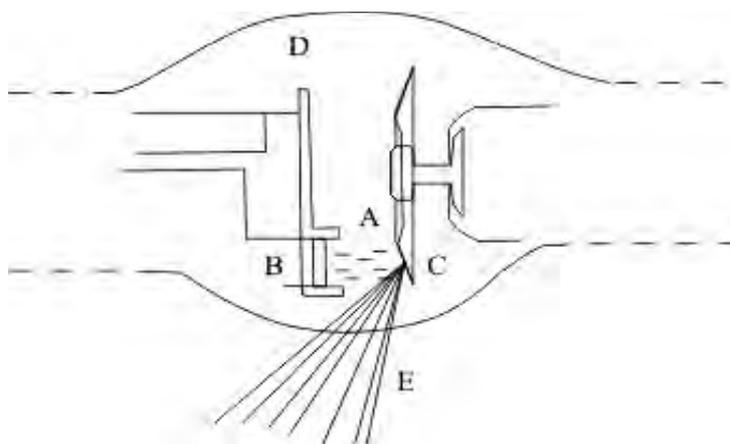


Figura 4: Esquema ilustrativo de um tubo de raios X.

O processo de emissão de raios X por *Bremsstrahlung* ocorre quando os elétrons, oriundo do catodo, são bruscamente freados e/ou desacelerados ao interagirem com o material alvo, anodo, no tubo de raios X. Esse efeito ocorre devido à variação no *momento* dos elétrons, quando estes são defletidos de suas trajetórias originais, ao

passarem próximos ao campo de forças coulumbianas, no núcleo atômico dos átomos que constituem o anodo. O espectro de fluência de energia dos fótons liberados durante a variação do *momento* dos elétrons (desaceleração de elétrons) é linear e decrescente, a partir de uma energia máxima dada por $h\nu_0$ (Hobbie and Roth 2007). Este processo é responsável pela maior parte da geração de raios X; e o campo de radiação total emitido por *Bremsstrahlung* ocorre como função da energia dos elétrons emitidos de diferentes materiais. A frequência máxima da onda eletromagnética está diretamente relacionada à energia cinética dos elétrons. Dessa forma um fóton de energia $h\nu_0$ (frequência máxima) é liberado quando um elétron perde toda a sua energia em uma única interação com o núcleo atômico (Hobbie and Roth 2007).

A eficiência da emissão de fótons de raios X por *Bremsstrahlung* depende do número atômico dos materiais que constituem o anodo (tungstênio $Z=74$). O Tungstênio é o material de escolha para constituir o alvo de um equipamento de raios X, por proporcionar grande campos de radiação e resistir a altas temperaturas (ponto de fusão 3422°C) (Johns and Cunningham 1983).

A emissão de raios X característicos ocorre no processo de ionização de átomos, que constituem o anodo, pelo feixe de elétrons (Johns and Cunningham 1983). Nesse efeito o átomo ionizado torna-se instável, formando um forte campo de fluorescência. Nesse processo os elétrons de níveis de energia superiores saltam para níveis de energia inferiores, liberando o excesso de energia na forma de onda eletromagnética com comprimento de onda características dos raios X (Hobbie). A Vacância existente no nível de energia superior será preenchida por elétrons provenientes de camadas mais energéticas, liberando então outro fóton de raios X. Este processo continuará, até que as camadas mais externas do átomo sejam alcançadas. A energia dos fótons de raios X produzidos por este processo é a diferença entre a energia de ligação dos elétrons ionizados e a energia de ligação dos elétrons provenientes de camadas superiores (Johns and Cunningham 1983, Hobbie and Roth 2007).

A figura 5 apresenta de maneira ilustrativa um espectro de raios X produzido por radiação de *Bremsstrahlung* e por raios X característicos. A linha tracejada representa fótons, de baixa energia, do espectro não filtrado pela ampola do tubo de raios X (filtração inerente) (Curry et al 1990, Hobbie and Roth 2007).

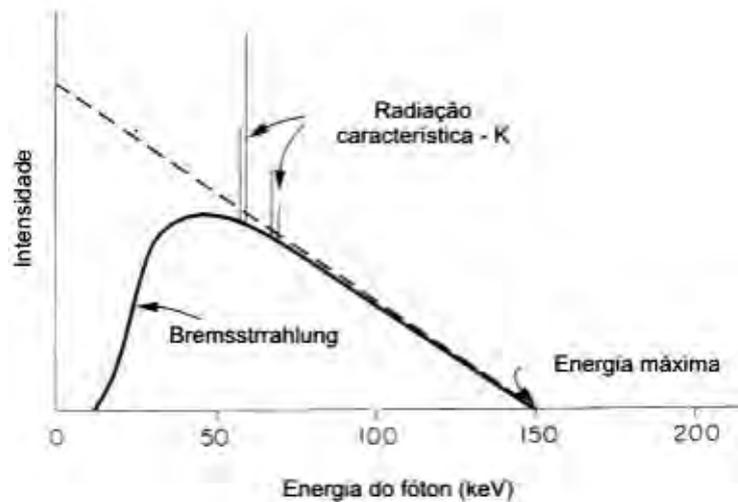


Figura 5: Espectro de Raios X produzido por *Bremsstrahlung* e radiação característica.

2.7 ESPECTRO DE RAIOS X

A tensão aplicada ao tubo (kVp) é um fator determinante no contraste da imagem. Esta controla a qualidade ou capacidade de penetração do feixe de raios X, ao passo que, o mAs (produto da corrente de elétrons no tubo de raios X, mA, pelo tempo de exposição, em segundos) está diretamente relacionada com a quantidade de fótons produzidos, sendo este o fator primário no controle do grau de enegrecimento da imagem (Curry et al 1990). É importante ressaltar que a distância fonte-filme, de acordo com a lei do inverso do quadrado, é outro fator de controle para o grau de escurecimento do filme. Teoricamente é reduzido à um quarto a densidade ótica se a distância fonte-filme for duplicada (Curry et al 1990).

A qualidade e intensidade do feixe podem ser alteradas mediante o uso de filtrações adicionais. Quando isso ocorre, o espectro original é modificado pela remoção seletiva de fótons de baixa energia, provendo a redução da intensidade do feixe e aumento na energia efetiva sem, contudo, alterar significativamente a energia máxima do espectro (Curry et al 1990, Pina 2002). Esse fato pode ser observado no exemplo clássico apresentado na figura 6. Esta figura ilustra o efeito da filtração em um feixe policromático, obtido para uma mesma tensão (kVp), que sofreu diferentes filtrações

adicionais (1 e 3 mm de alumínio – Al). As linhas contínuas e tracejadas representam, respectivamente, as filtrações adicionais de 1 e 3 mm Al.

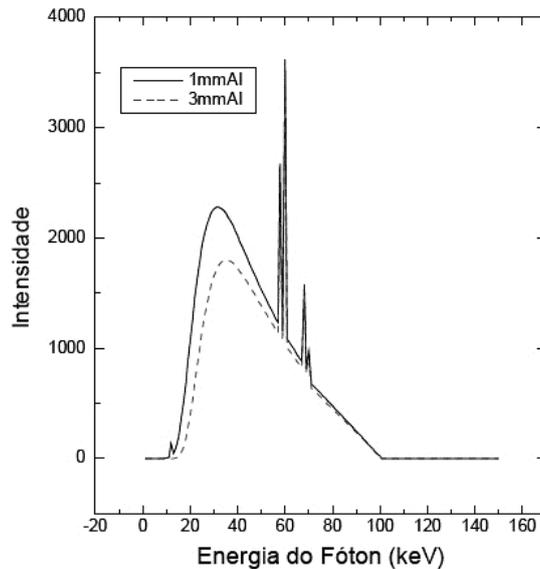


Figura 6: Esquema ilustrativo das conseqüências de filtrações adicionais na intensidade e energia do feixe de raios X.

A linha tracejada, apresentada na figura 6, apresenta menor intensidade (altura do espectro), energia máxima igual (rabo da curva) e maior energia efetiva (deslocamento para direita do pico do espectro) em relação à linha contínua, a qual representa o feixe de raios X que sofreu menor filtração adicional (Pina 2002).

Um método de caracterizar a qualidade do feixe de raios X é através da camada semi-redutora (CSR). A CSR é definida como a espessura de atenuadores necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade. Uma medida precisa dessa grandeza, concomitantemente com a medida do potencial do tubo de raios X, fornece informações acerca do espectro. Teoricamente, tubos de raios X que apresentam formas de ondas, desgastes de tubos e filtrações inerentes diferentes, embora possam emitir fótons de energia máxima iguais, podem também produzir CSRs diferentes e, conseqüentemente, energias efetivas diferentes (Jonhs and Cunningham 1983, Curry et al 1990).

2.8 IMAGEM RADIOGRÁFICA

A figura 7 apresenta um tubo de raios X, onde o feixe de raios X emitido é atenuado pelo paciente, provendo a imagem aérea, a qual é impressionada em um filme radiográfico produzindo uma imagem latente, sendo esta somente transformada em imagem visível, quando o filme é então processado. A imagem visível é constituída por distintas opacidades radiográficas (densidades óticas) produzidas pela interação do feixe com o material atenuador. A qualidade da imagem depende, entre outros fatores, das características do feixe incidente, da espessura e composição da região radiografada e do sistema de detecção da imagem (Pina 2002). Em um exame de tórax, estima-se que somente, cerca de 10% da radiação incidente, sensibiliza o sistema detector da imagem. Dessa forma, 90% da radiação incidente é absorvida, pela estrutura anatômica, presente no livre caminho médio do feixe de raios X, contribuindo para dose no paciente (Pina 2002, Hobbie and Roth 2007).

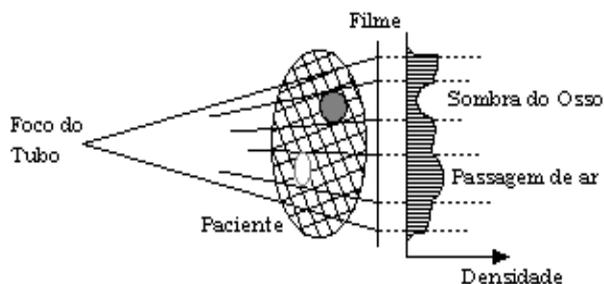


Figura 7: Esquema ilustrativo da formação de uma imagem radiográfica

A visibilidade de detalhes importantes em imagens radiográficas está intimamente associada a parâmetros que influenciam na qualidade da imagem. Esses parâmetros podem ser relacionados com o grau de enegrecimento, Densidade Ótica (DO), Contraste Radiográfico (CR), nitidez e resolução dessa imagem (Curry et al 1990, Sprawls 1993).

Neste estudo utilizou-se o sistema tela-filme para detecção da imagem. A análise da qualidade foi realizada a partir de imagens de um Fantoma Analítico Realístico (FAR) (Pina 2002, 2004, 2008). Nessas imagens foi realizada uma avaliação quantitativa para verificação dos parâmetros físicos como DO, CR, nitidez e resolução, associadas á uma avaliação subjetiva, realizada por especialistas da área de radiologia.

2.9 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Os principais efeitos que podem ocorrer quando a radiação eletromagnética (raios X e raios Gama) interage com a matéria são: espalhamento coerente (Rayleigh), efeito Compton, efeito fotoelétrico, produção de pares e fotodesintegração. Estes dois últimos possuem probabilidade de ocorrência para fótons com energias acima de 1,022MeV, dessa forma, por se tratar de uma pesquisa realizada para energias na faixa de radiodiagnóstico (17- 150 keV), estes não serão abordados nesta seção.

2.9.1 Espalhamento coerente (Rayleigh)

Esta interação é um evento elástico (energia se conserva), onde o fóton é espalhado, desviado de sua trajetória inicial, sem nenhuma perda essencial de energia; o átomo move-se apenas o suficiente para a conservação do momento. Embora o fóton seja redirecionado em pequenos ângulos, o efeito em um feixe de fótons pode ser detectado em geometria de feixe estreito (Attix 2004).

O espalhamento Rayleigh não contribui em nada com o Kerma ou a Dose absorvida, desde que nenhuma energia seja dada para qualquer partícula carregada e nenhuma ionização ou excitação seja produzida (Attix 2004). A interação pode ocorrer na região do núcleo atômico onde o processo recebe o nome de espalhamento Thomson ou na região da eletrosfera onde o processo é denominado espalhamento Rayleigh. A probabilidade de ocorrência do espalhamento coerente está diretamente relacionada com o quadrado do número atômico do material alvo e inversamente proporcional ao quadrado da energia do fóton (Attix 2004). Além disso, sua ocorrência está limitada a fótons com energias aproximadamente iguais às energias de ligação dos elétrons orbitais (Saw 2002).

2.9.2 Efeito Compton

O efeito Compton é um processo de colisão entre um fóton incidente e elétrons livres, definidos como elétrons com energia de ligação pequena ou suficiente, quando comparada à energia do fóton incidente. A colisão no efeito Compton é inelástica, ou seja, uma parcela da energia do fóton incidente é absorvida pelo átomo. A energia remanescente é emitida na forma de um fóton espalhado. Este fóton é defletido de sua trajetória inicial em um ângulo (Φ) e o elétron arrancado do átomo por ionização é emitido em um ângulo (Θ) formado entre a trajetória do elétron e a trajetória inicial do fóton incidente (Sprawls 1993, Saw 2002).

Para a colisão em que $\theta = 0$, ϕ será igual a 180° e o fóton é espalhado na mesma direção, mas em sentido contrário (retorno) à colisão. Neste caso o elétron obtém a máxima energia e o fóton espalhado a mínima.

Por outro lado, se o fóton possuir uma inclinação durante a colisão, o elétron possuirá um ângulo aproximadamente reto $\theta \approx 90^\circ$ e nesse caso, $\phi \approx 0^\circ$. Neste tipo de colisão o elétron não possui quase nenhuma energia cinética e o fóton espalhado possui a máxima energia (Johns and Cunningham 1983)

A probabilidade de ocorrência do efeito Compton depende da densidade eletrônica do material e está diretamente relacionada à energia do fóton incidente, sendo predominante no intervalo de energia de 200 keV a 2 MeV.

O efeito Compton resulta em radiação espalhada, a qual gera borramento (*blur*) na formação das imagens radiológicas (Johns and Cunningham 1983).

2.9.3 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando toda a energia de um fóton incidente é absorvida por um elétron orbital, proporcionando a ionização do átomo. O resultado da ionização é a ejeção de um fotoelétron e o “desaparecimento” do fóton incidente proporcionando a formação de uma lacuna (buraco) pelo elétron ejetado. O preenchimento desta lacuna é realizado por elétrons de camadas mais energéticas, sendo o excesso de energia liberado na forma de raios X característicos (Sprawls 1993, Saw 2002).

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é determinada pelos seguintes fatores:

a) O fóton incidente deve ter energia suficiente para quebrar a energia de ligação dos elétrons,

b) Uma reação fotoelétrica é mais provável quando as energias de ligação do elétron e do fóton são praticamente iguais,

c) O efeito fotoelétrico é predominante para fótons com energias inferiores a 50 keV e dependem basicamente do número atômico do material absorvedor e da energia do fóton incidente. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é inversamente proporcional ao cubo da energia do feixe incidente e diretamente proporcional ao cubo do número atômico (Johns and Cunningham 1983).

O efeito fotoelétrico contribui para a qualidade da imagem radiográfica realçando o contraste entre as diferentes estruturas anatômicas presentes na imagem radiográfica (Curry et al 1990). Este realce de contraste ocorre devido à dependência ao cubo do número atômico, onde o efeito fotoelétrico magnifica as diferenças entre os coeficientes de atenuação linear dos tecidos, por exemplo: tecidos ósseos e moles.

2.10 Características do Filme Radiográfico

A radiação interage diferentemente com os tecidos distintos do corpo produzindo "sombras" com graus de enegrecimento diferentes no filme revelado. Esse padrão de resposta é medido pela densidade ótica (DO), a qual está diretamente relacionada à variação de intensidade do feixe de raios X que incide no filme, sendo definida pela equação 8.

$$DO = \text{Log} \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (8)$$

Na equação 8, DO é a Densidade Óptica de uma pequena área do filme, I_0 é a Intensidade de luz proveniente do densitômetro incidente sobre uma pequena área do filme, I é a Intensidade de luz do densitômetro transmitida por esta mesma área do filme e I_0/I é a opacidade do filme, ou seja, a habilidade do filme em deter a luz.

A dependência logarítmica da DO se deve ao fato de que a resposta fisiológica do olho humano, para diferentes intensidades de luz, é logarítmica e ainda, por escalas logarítmicas conseguirem expressar mais convenientemente grandes diferenças numéricas sobre uma escala relativamente pequena. Uma característica inerente do filme de raios X é a densidade de base mais véu. Esta é definida como a densidade líquida que o filme apresenta ao ser processado sem ter sido exposto (Ritenour 1996).

Em 1889 Hurter e Driffield mostraram que a relação existente entre a exposição de luz recebida por um filme e a DO obtida é representada por uma curva característica do filme radiográfico, também conhecida como curva sensitométrica ou H&D (Hauss 1979). Com o passar dos anos verificou-se que o comportamento da curva característica é similar para todos os filmes. Porém, a forma exata depende do tipo de emulsão do filme, das condições de processamento, da qualidade do feixe e da composição e espessura do material atenuador.

A curva característica pode ser obtida mediante o método sensitométrico de tempo escalonado (variando o tempo de exposição) e de intensidade escalonada (variando a distância fonte-filme). Estes métodos podem ser obtidos mediante várias técnicas sensitométricas (Marsh 2001).

A figura 8 ilustra a curva característica de um sistema tela-filme na qual é possível observar três regiões distintas: na parte inferior da curva, *toe*, também conhecida como região de base mais véu, onde a DO independe da exposição; na região central, conhecida como região de contraste, onde a DO cresce quase que linearmente com o logaritmo da exposição; na parte superior, *shoulder*, apresenta um crescimento assintótico seguindo para saturação.

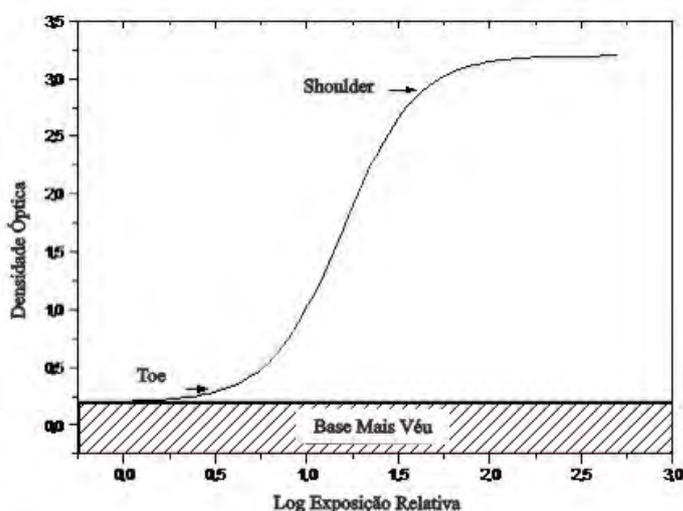


Figura 8: Curva Característica de um sistema tela-filme.

A análise da curva característica de um sistema tela-filme, obtida sob o feixe de raios X, fornece informações sobre o contraste, latitude e velocidade (sensibilidade) do sistema. O contraste radiográfico é definido como a diferença de densidade ótica entre duas regiões de interesse, numa radiografia, e pode ser classificado por contraste do objeto e contraste do filme. O contraste do objeto é a diferença na fluência de fótons transmitida através de duas regiões adjacentes e depende das características do feixe de raios X incidente (energia do feixe) e da composição, a qual influencia no coeficiente de atenuação linear do material, e espessura do material atenuador (Curry et al 1990, Sprawls 1993).

O contraste do filme depende das características de sensibilidade do filme à exposição de luz e das condições de processamento do filme utilizado. O Contraste do filme pode ser expresso em termos do gradiente médio, o qual é calculado pela inclinação da reta, na região considerada como porção linear da curva característica, conforme mostra a equação 9:

$$G_m = \frac{D_2 - D_1}{\log E_2 - \log E_1} \quad (9)$$

Na equação 9, $D_2 - D_1$ é o intervalo de densidades óticas úteis, E_1 é a Exposição correspondente à D_1 , E_2 é a Exposição correspondente à D_2 (Curry et al 1990).

A latitude radiográfica refere-se ao logaritmo da exposição relativa correspondente à faixa de densidade ótica útil do filme avaliado (Sprawls 1993).

A velocidade do filme radiográfico é definida como a recíproca da exposição, em Roentgens, R, ($1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$), necessária para produzir uma densidade ótica em torno de 1.0 acima da densidade de base mais véu do filme, definida pela equação 10 (Attix 2004):

$$V = \frac{1}{E} \quad (10)$$

A avaliação desses fatores é muito importante na seleção do filme a ser utilizado em um serviço de radiodiagnóstico, existindo um compromisso na escolha de um sistema tela-filme com sensibilidade e latitude adequadas para obtenção de imagens radiográficas de qualidade com baixa dose para o paciente (Hauss 1979).

Um fator importante que pode influenciar diretamente na resposta sensitométrica é o processamento do filme radiográfico. A ação química das soluções processadoras amplifica cerca de até 10^9 vezes a imagem latente formada no filme. A temperatura do

revelador, tempo de processamento, número de filmes processados, preparo do químico e taxa de reposição química têm influência direta nessa amplificação. Diante disso é de suma importância que as condições de processamento dos filmes sejam otimizadas, de modo a garantir que a sensibilidade e contraste do filme sejam alcançados (Haus 1983).

2.11 FANTOMAS

Uma estrutura que contém um ou mais substitutos de tecidos biológicos é denominada de fantoma. As propriedades de atenuação dos substitutos de tecidos biológicos dependem da faixa de energia a ser utilizada e da composição dos materiais estudados (ICRU 44-1989, ICRU 48-1992, Vassileva 2002, Staton 2003, Pina et al 2004).

A necessidade de fantasmas distintos para aplicações médicas levou a recomendações de fantasmas padrão universal para as áreas de interesse. Em radiodiagnóstico os fantasmas são frequentemente usados na calibração de feixes de raios X (ICRU 48-1992). Entretanto a literatura não se refere a fantasmas homogêneos pediátricos devido a grande variação da estrutura anatômica destes pacientes. Uma das contribuições originais desta pesquisa é a construção de fantasmas homogêneos pediátricos, baseados em fantasmas homogêneos que simulem um paciente adulto (Pina et al 2000, Pina et al 2002, Pina et al 2006, Pina et al 2009). Os fantasmas homogêneos para pacientes adultos, mais utilizados, são constituídos por Polimetilmetacrilato (PMMA) e alumínio liga 1100, materiais estes que apresentam, respectivamente, características de atenuação e espalhamento da radiação similares às do tecidos moles e ósseos.

Neste trabalho foi construído um fantoma homogêneo a base de PMMA e Al a ser utilizado na calibração do feixe de raios X. Este fantoma simula o tórax, na projeção Antero-Posterior (AP), para pacientes recém nascidos e lactantes com até 1 ano de vida.

CAPÍTULO 3

3. Desenvolvimento do Fantoma Pediátrico - Metodologia para classificação e quantificação de tecidos biológicos para construção do fantoma pediátrico.

A classificação e quantificação de tecidos biológicos é o procedimento primário no processo de construção de fantasmas (Pina 2002, Pina et al. 2004 e 2006). Neste capítulo, será descrita uma metodologia para o desenvolvimento e construção de fantasmas pediátricos que simulem características de absorção e espalhamento da radiação, próximas às do tórax, na projeção Ântero-Posterior (AP), de pacientes pediátricos com idades entre 0 e 1 ano de vida. A classificação e quantificação de tecidos biológicos foram realizadas a partir de imagens tomográficas no formato DICOM utilizando o algoritmo desenvolvido neste estudo. Este algoritmo é capaz de ler cada corte axial da imagem tomográfica e realizar a distinção e quantificação dos tecidos presentes no livre caminho médio do feixe de raios X, na projeção AP.

Todos os exames utilizados neste estudo foram retrospectivos e gentilmente disponibilizados, sem identificação do paciente, pelas seguintes instituições: Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP), Instituto da Criança no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (ICr-FMUSP), Grupo de Apoio ao Adolescente e à Criança com Câncer (Graac) e Complexo Hospitalar Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre.

3.1 Algoritmo

O algoritmo desenvolvido neste estudo foi utilizado para estimar a espessura média de tecidos biológicos existentes no tórax, na projeção AP, de pacientes pediátricos, com idades de até 1 ano de vida. A seguir essas espessuras foram convertidas em materiais simuladores, PMMA e alumínio (Al), para a construção de fantasmas pediátricos (Pina et al. 2006 e 2009).

A distinção entre os tecidos biológicos, presentes nas imagens tomográficas, foi realizada a partir do número de CT (*Computed Tomographic*) da região anatômica de interesse. Cada tecido biológico possui um número de CT (NCT) de referência.

Entretanto, devido a incertezas existentes no processo de formação da imagem tomográfica (ruído quântico, ruído eletrônico, variações devido à reconstrução da imagem, dentre outras), o NCT pode apresentar variações de seu valor de referência (AAPM 1993, Watanabe 1999, Schneider et al. 2000, Troiano 2004). Contudo, para um mesmo exame, estas variações serão constantes para cada tipo de tecido analisado (Curry et al 1990, Troiano 2004).

O algoritmo desenvolvido neste estudo foi escrito e executado utilizando o aplicativo *Mathematica* 6.0. As tarefas executadas por esse algoritmo estão descritas no fluxograma, apresentado na Figura 9. Este algoritmo é capaz de ler o nome de todos os arquivos, dentro de um diretório do sistema operacional e armazená-los. Em seguida, lê os atributos do exame tomográfico através do cabeçalho DICOM presente em cada imagem. Dentre os atributos lidos estão presentes as informações de tamanho da imagem (em pixels), tamanho do pixel, espessura de corte e informações técnicas referentes ao paciente e ao exame. A seguir, para cada imagem presente no diretório indicado, o algoritmo delimita a região de interesse da imagem de modo a filtrar artefatos (mesa do tomógrafo, tecidos não biológicos envoltos no paciente, etc.) e estima o diâmetro Ântero-Posterior (DAP) e Látero-Lateral (DLL) do tórax. Isso permite que as espessuras médias dos pacientes, nas projeções estudadas, sejam calculadas e associadas às espessuras médias dos materiais simuladores referentes aos tecidos biológicos em estudo. A seguir, gera um histograma da imagem filtrada (número de pixels *versus* intervalo de NCT) para cada tecido. Ao final deste processo é realizado um somatório dos histogramas de todas as imagens, de modo a obter um histograma para cada exame.

A Figura 10 apresenta um histograma ilustrativo, obtido a partir de um exame tomográfico de tórax para um paciente adulto e típico, com distribuição de seus tecidos constituintes por intervalos de números de CT (Souza et al. 2008 e 2009). Este histograma é aproximado por uma soma de distribuições gaussianas, as quais representam os tecidos biológicos analisados (tecido ósseo - compacto e esponjoso; tecido mole - muscular, nervoso e conjuntivo; tecido adiposo e tecido pulmonar - ar, bronquíolos e alvéolos). A área abaixo de cada distribuição gaussiana, figura 10, representa a quantidade total de pixels para seu respectivo tecido biológico avaliado, considerando o NCT de referência (tecido ósseo 350; tecido mole, 60; tecido adiposo, -80; tecido pulmonar -700) (Watanabe 1999, Schneider et al. 2000, Troiano 2004).

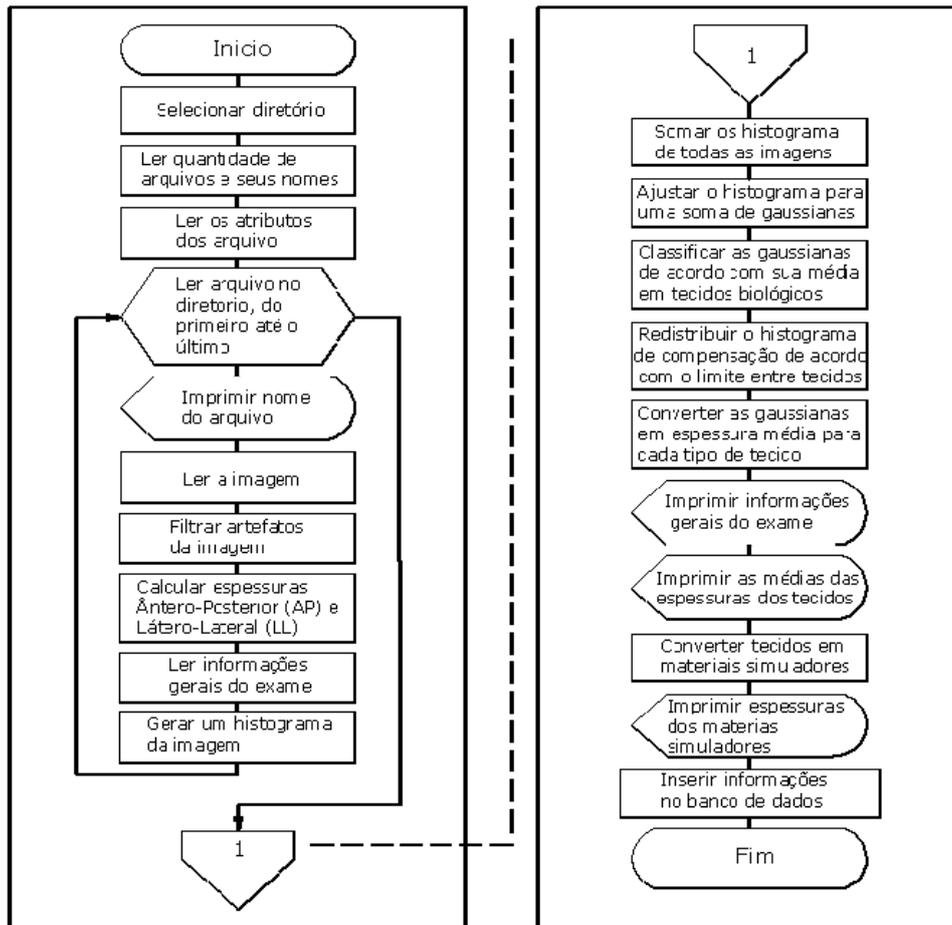


Figura 9: Fluxograma do algoritmo que converte espessura de tecidos biológicos em materiais simuladores pela análise de histograma.

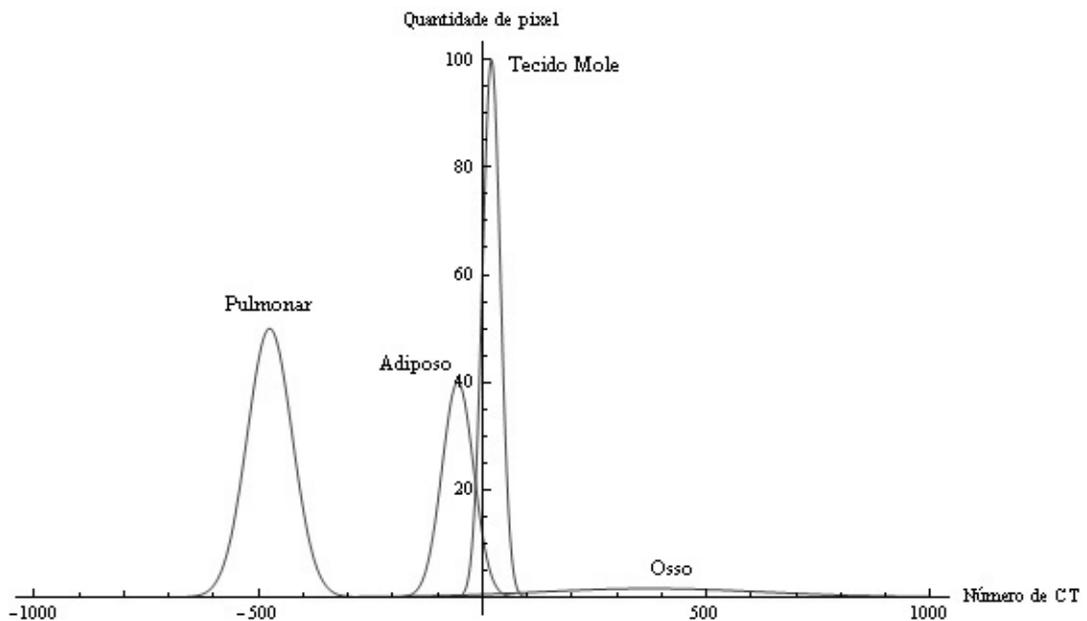


Figura 10: Tecidos constituintes do tórax de um adulto típico.

Estes histogramas foram ajustados com base em funções gaussianas, as quais possibilitaram maior precisão no ajuste para os dados obtidos (Patente nº 1526801 1988, Hangartner and Short 2007). Os ajustes foram feitos tomando-se como parâmetro o NCT de referência para cada tecido, o qual apresenta a maior quantidade de pixels em cada curva, e a partir da qual é possível obter os parâmetros de ajuste das gaussianas: amplitude (A), média (μ) e desvio padrão (σ). Estes parâmetros são calculados após o ajuste das gaussianas pelo método dos mínimos quadrados, possibilitando maior precisão no ajuste (Helene 2006, Hobbie and Roth 2007).

A quantificação dos tecidos a partir dos histogramas leva à remoção das gaussianas. Este processo proporciona a geração de outro histograma, denominado histograma de compensação, onde há regiões superestimadas (pixels “negativos”) e subestimadas (pixels não abrangidos pela soma de gaussianas). Essas regiões são redistribuídas, entre os tecidos biológicos, considerando os intervalos de números de CT que levam em conta as médias e os desvios padrões obtidos durante o ajuste das distribuições gaussianas. A redistribuição das “sobras” do histograma de compensação se faz necessária como forma de compensação das regiões superestimadas e subestimadas. Dessa forma, os limites dos intervalos de números de CT entre dois tecidos A e B são calculados pela equação 11:

$$L_{A,B} = \mu_A + \frac{(\mu_B - \mu_A) \cdot \sigma_A}{\sigma_A + \sigma_B} \quad (11)$$

Na equação 11, $L_{A,B}$ representa o limite do intervalo de NCT entre os tecidos A e B; μ_A , a média do NCT da distribuição gaussiana do tecido A; σ_A , o desvio padrão dos números de CT da distribuição gaussiana do tecido A; μ_B , média do NCT da distribuição gaussiana do tecido B; σ_B , desvio padrão dos números de CT da distribuição gaussiana do tecido B.

A redistribuição dos tecidos através do histograma de compensação se procede da seguinte forma:

- Tecido pulmonar é considerado para o intervalo de números de CT abaixo do limite do tecido pulmonar com o tecido adiposo;
- Tecido adiposo é considerado para o intervalo de números de CT entre o limite do tecido pulmonar com tecido adiposo e o limite do tecido adiposo com tecido mole;

- Tecido mole é considerado para o intervalo de números de CT entre o limite do tecido adiposo com tecido mole e o limite do tecido mole com tecido ósseo;
- Tecido ósseo é considerado para o intervalo de números de CT acima do limite do tecido mole com tecido ósseo;

As espessuras médias de cada tecido biológico analisado são então obtidas utilizando a equação 12:

$$espm = \frac{n_p \cdot A_p}{N \cdot DLL} \quad (12)$$

Na equação 12, $espm$ representa a espessuras médias do tecido biológico analisado (em mm); n_p , o número de pixels do tecido biológico analisado (gaussiana + compensação); A_p , a área do pixel (em mm²); N , o número de imagens do exame tomográfico e DLL o Diâmetro Látero-Lateral médio do exame tomográfico (em mm).

Após o processo de quantificação, as espessuras médias dos tecidos biológicos (ósseo, mole, adiposo e ar) foram convertidas, respectivamente, em espessuras de materiais simuladores (Al, PMMA e ar) (ANSI 1982, Gray 1983, Pina et al. 2000, Pina 2002, Duggan et al. 2003 e Pina et al. 2004) para cada exame tomográfico avaliado. Para a realização deste processo foram utilizados fatores de conversão para cada tipo de tecido, obtidos a partir do aplicativo MATSIM. Este aplicativo é capaz de comparar as espessuras de materiais equivalentes a partir de suas composições, densidades físicas (g/cm³) e energia efetiva do feixe de raios X utilizado (Jessen 1999). Neste estudo foi considerado a energia de 70keV, por se tratar da energia efetiva para um feixe de raios X em equipamentos de tomografia computadorizada (AAPM 1993).

Todas as informações obtidas foram então enviadas e armazenadas em um banco de dados, a partir do qual puderam ser extraídas informações quanto a: “ID” (identificação para controle das imagens avaliadas no estudo), “kVp” (*kiloVoltage peak*), “mA” (miliAmpere utilizada no tubo de raios X), “Tempo de exposição”, “mAs” (produto da corrente anódica, miliAmpere, pelo tempo de exposição), “Espessura de corte”, “Idade” (apresentada em dias e meses), espessuras médias dos tecidos biológicos e respectivos materiais simuladores, desvios percentuais referentes as espessuras de tecidos biológicos e materiais simuladores e espessuras médias dos fantasmas nas

projeções Ântero-Posterior (AP) e Látero-Lateral (LL) com os respectivos desvios percentuais encontrados.

3.2 Validação do Método

O processo de validação do método, utilizado para a quantificação das espessuras de tecidos biológicos e respectivos materiais simuladores, foi realizado a partir de comparações entre as espessuras do FEP, RANDO e paciente adulto típico (Pina et al. 2004).

O FEP, apresentado na figura 11, é constituído por 4 placas de PMMA, cada uma com dimensões de (30 x 30 x 2,5)cm e duas placas de alumínio com dimensões de (30 x 30 x 0,2)cm e (30 x 30 x 0,1)cm. As placas de PMMA são arranjadas em pares, figura 11, onde as placas de alumínio com espessuras de 1mm e 2mm são inseridas, respectivamente, na parte superior e inferior do fantoma. A espessura de 5cm de ar, entre os pares superior e inferior, simula o ar existente nos pulmões de um adulto típico (ANSI 1982, Gray 1983, Pina et al. 2004).

O RANDO, ilustrado na figura 12, é constituído por ossos e resina epoxi, a qual simula os tecidos moles e adiposos em um adulto típico (White 1977, Shrimpton 1981, Pina et al. 2004).



Figura 11: Fantoma homogêneo equivalente ao paciente (FEP)



Figura 12: Fantoma antropomórfico Alderson RANDO

A figura 13 apresenta o histograma (círculos cheios), obtido para cada material que constitui o FEP (PMMA e Al). Os ajustes realizados para a quantificação dos materiais simuladores foram feitos por funções gaussianas (linhas contínuas), com precisão de até 96% (Patent nº 1526801 1988). A região em destaque (*), ilustrada na figura 13, representa pseudos-tecidos na região do PMMA (NCT = 126). Este efeito

ocorre devido à influência do alumínio (NCT=1000) e do ar (NCT= -1000), presentes entre as placas de PMMA (AAPM 1993, Troiano et al. 2004); e também devido à geometria do FEP, uma vez que os algoritmos de reconstrução do tomógrafo não são projetados para resolver estruturas com tal geometria. A figura 14 (a e b) apresenta um corte tomográfico do FEP, visualizado em diferentes níveis e larguras de janela, onde é possível observar estes efeitos. Os pseudo-tecidos, são ajustados por funções gaussianas, e quantificados como PMMA. Os ajustes (linhas contínuas) estão ilustrados no histograma.

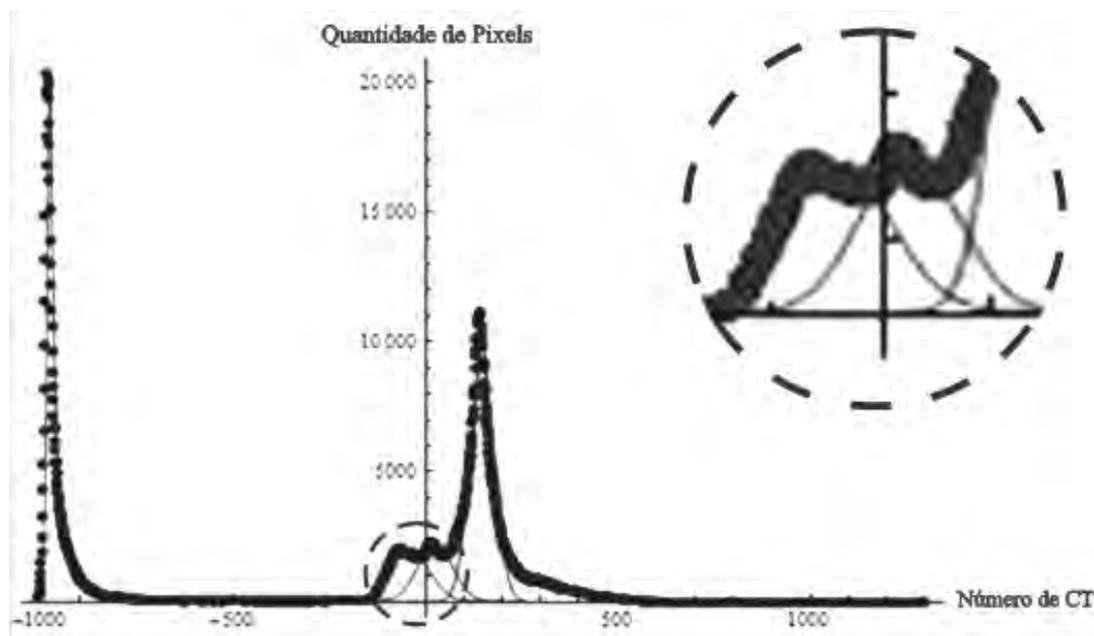


Figura 13: Histograma (círculos cheios) do fantoma homogêneo FEP, ilustrando os ajustes por funções gaussianas para todas as placas de acrílico (linhas contínuas). A região (*) representa pseudos-tecidos na região do PMMA (NCT= 126).

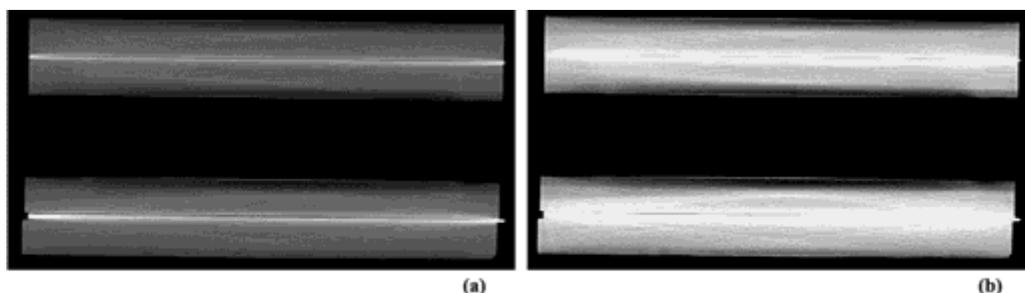


Figura 14: Corte tomográfico do FEP: (a) nível de janela :130; largura de janela de 550, (b) nível de janela: 500; largura de janela:250. As regiões escuras nas bordas superior e inferior do FEP, em (a) e (b), representam um erro de reconstrução tomográfica, responsáveis pela formação dos pseudo-tecidos histograma

A formação dos pseudo-tecidos se caracteriza como um “erro” na formação da imagem tomográfica, o qual ocorre por influência dos fatores de correções, devido a não homogeneidade do feixe de raios X, e dos métodos de reconstrução utilizados na formação da imagem tomográfica (Curry 1990, Sprawls 1993, Hobbie and Roth 2007).

Ao avaliar os materiais que constituem o RANDO, as espessuras de resina epóxi, osso e ar foram quantificadas. A seguir esses materiais foram convertidos em espessuras equivalentes de PMMA e Al, utilizando o aplicativo MATSIM.

A figura 15 apresenta o histograma (círculos cheio), obtido para cada material que constitui o tórax do RANDO (resina epóxi e osso). Os ajustes realizados para a quantificação desses materiais foram feitos por funções gaussianas (linhas contínuas), com precisão de até 96% (Patent n° 1526801 1988).

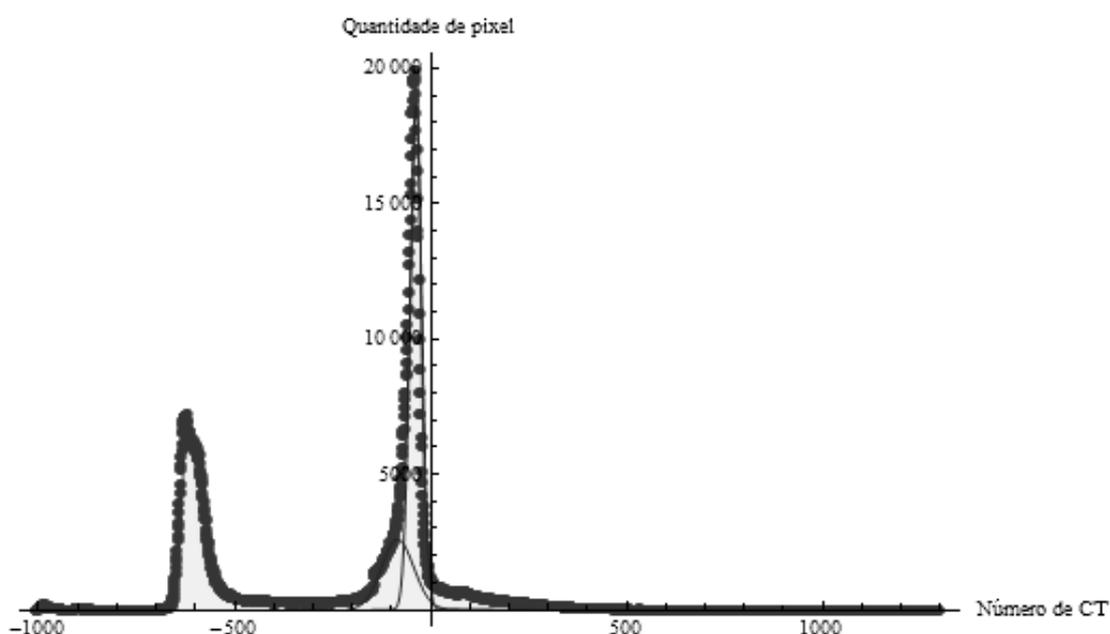


Figura 15: Histograma (círculos cheios) para o tórax do RANDO, ilustrando os ajustes por funções gaussianas para o simulador de tecido mole, resina epoxi, (linhas contínuas).

Finalmente, toda a metodologia empregada para a quantificação dos tecidos descritos, foi aplicada em exames tomográficos de pacientes adulto e padrão, os quais apresentam a mesma idade e mesmo Diâmetro Antero-Posterior (DAP) do FEP e RANDO.

A figura 16 apresenta o histograma (círculos cheios), obtido para os tecidos biológicos que constituem o tórax do paciente adulto típico (tecido adiposo, tecido mole, osso e ar). Os ajustes realizados para a quantificação desses materiais foram feitos

por funções gaussianas (linhas contínuas), com precisão de até 96% (Patent nº 1526801 1988).

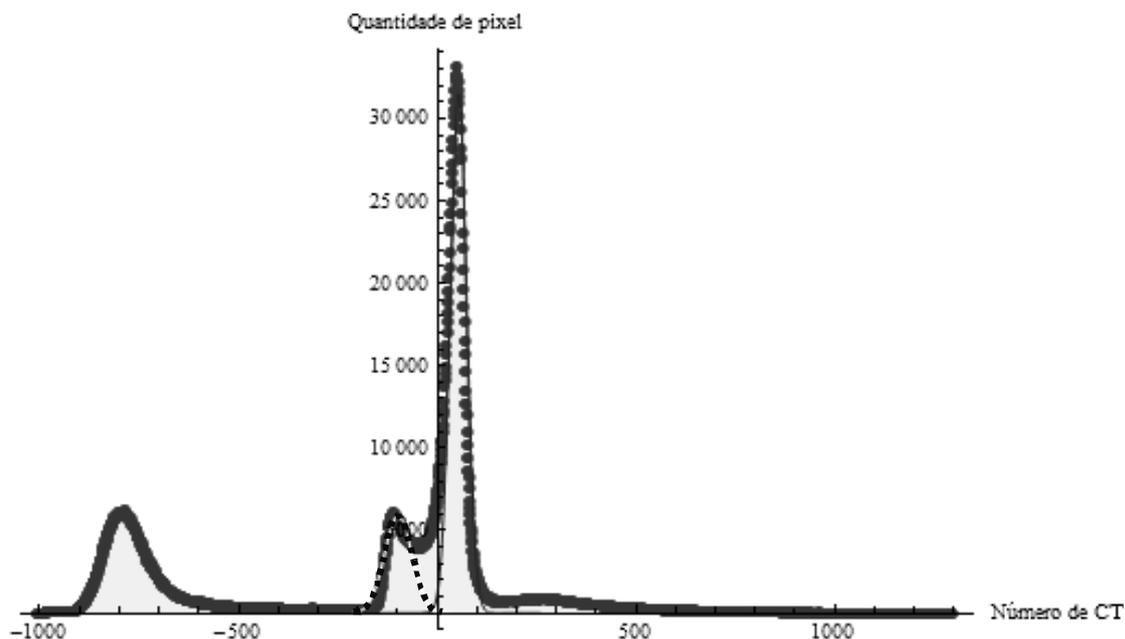


Figura 16: Histograma (círculos cheios) para o tórax do paciente adulto típico, ilustrando os ajustes por funções gaussianas para os tecidos adiposos, moles, osso e ar (linhas contínuas). Os ajustes para os tecidos moles, tecidos ósseos e o ar estão sobrepostos pelo histograma.

No processo de quantificação das espessuras de tecidos biológicos, utilizando o homem típico, fez-se uma classificação distinta entre tecidos adiposos, moles, osso e ar. A seguir foi realizada a equivalência desses tecidos em PMMA e Alumínio.

A tabela 1 apresenta os valores das espessuras do FEP, representadas por PMMA, Al e ar - dados da literatura (DL-FEP) (ANSI 1982, Pina 2002 e 2004), e das espessuras obtidas neste estudo para o FEP (DE-FEP), RANDO (DE-RANDO) e paciente adulto típico (DE-PAT). Esta tabela ainda mostra o erro relativo, em porcentagem, (E%), entre as espessuras obtidas neste estudo (DE) e as apresentadas pela literatura (DL).

Tabela 1: Valores das espessuras de PMMA e Al descritos na literatura (DL-FEP) e espessuras obtidas neste estudo para o FEP (DE-FEP), RANDO (DE-RANDO), e paciente adulto típico (DE-PAT), com seus respectivos erros relativo (E%). Todas as medidas de espessuras são expressas em milímetros (mm)

Materiais	DL-FEP	DE-FEP	E(%)	DE-RANDO	E(%)	DE-PAT	E(%)
Ar	50,0	51,4	2,8	51,7	3,4	69,1	38,1
PMMA	100,0	92,8	7,2	102,1	2,1	88,3	11,7
Al	3,0	3,0	0,0	2,4	20,0	3,1	3,3

Os resultados apresentados na tabela 1 mostram erros relativos de até 38,2% e 3,3%, respectivamente, para a quantificação da espessura média de ar e osso, em relação aos dados descritos na literatura, para o homem típico (ANSI 1982, Pina 2002 e 2004). Esse desvio encontrado na espessura média de ar se deve a variações do volume pulmonar em ciclos de inspiração e expiração. Entretanto, o desvio referente ao osso é atribuído à composição dos ossos trabeculares entre os tecidos vivos. Esses ossos são “ricos” em tecido hematopoiético, minerais e cálcio (Nordin 1977). O desvio encontrado, ao comparar com a espessura do RANDO, foi de seis vezes maior. Isso ocorre, pelo fato do fantoma antropomórfico não apresentar tecidos hematopoiéticos, e pela desmineralização natural dos ossos trabeculares e corticais (Rho 1995). A desmineralização pode atingir valores de até 30% após a morte do tecido, e ainda pode variar, entre indivíduos, devido à alimentação (ingestão de cálcio e minerais) e diferenças estruturais entre as raças (Rho 1995, Pina et al 2004 e 2009).

O erro relativo, apresentados na tabela 1, em torno de 11,7% quando comparado a espessura média de tecidos moles com dados da literatura (ANSI 1982, Gray 1983), não foram levados a efeito, uma vez que, estudos anteriores ilustram variações em torno de $\pm 18\%$ e $\pm 17\%$, respectivamente, para o tórax e crânio de pessoa para pessoa (Pina 2002, 2004).

O algoritmo, ainda que sofra a influência dos efeitos de reconstrução da imagem, não apresenta dependência com o tipo de tomógrafo utilizado. Esta independência foi adquirida a partir da busca automática por NCT de referência, os quais expressam o ponto de máximo local, referente a cada tecido analisado no histograma (AAPM 1993, Schneider 2000).

Desta forma, os resultados apresentados mostraram que o método utilizado, para classificação e quantificação de tecidos biológicos, pode ser validado com sucesso e pode ser empregado para quantificação de tecidos em qualquer região anatômica de interesse. Esta metodologia de quantificação de tecidos foi empregada para construção de fantasmas pediátricos, do tórax em recém nascidos e lactantes com faixa etária de 0 a 1 ano de vida, os quais serão apresentados no próximo capítulo.

CAPITULO 4

4. Construção de Fantomas Pediátricos

Toda a metodologia automática, descrita no capítulo 3, foi empregada em 180 exames tomográficos pediátricos retrospectivos, para a faixa etária em estudo, de modo a quantificar a espessura de tecidos biológicos e materiais simuladores correspondentes (PMMA e Al). Dessa forma, as espessuras dos fantoma pediátricos foram relacionadas às respectivas idades (meses) dos pacientes. Entretanto esse procedimento não apresentou resultados satisfatórios. Foram constatadas situações, em que pacientes com menor tempo de vida apresentavam medidas maiores, quando comparadas com pacientes mais velhos. Esse fato está intimamente relacionado à alimentação, raça e problemas intrínsecos dos recém-nascidos e lactentes, ocorridos durante o período de gestação e pós-parto (Armpilia 2002, Brindhaban 2004, Yakoumaks 2007).

Para solucionar tal problema, as espessuras de tecidos biológicos foram reclassificadas e relacionadas por Diâmetro Ântero-Posterior (DAP) dos fantomas correspondentes. Os 180 exames tomográficos avaliados foram distribuídos em 9 grupos, para DAPs de (8,5 a 13,0) cm com passo de 0,5 cm.

A tabela 2 apresenta as espessuras médias de tecidos biológicos, ar (AR), tecido adiposo e tecido mole (TA e TM) e tecido ósseo (TO), obtidas a partir dos exames tomográficos pediátricos de tórax, relacionados com materiais simuladores (Ar, PMMA e Al), com os respectivos desvios padrão (σ). O σ foi obtido a partir da média realizada para o Número de Exames (N.E), contidos em cada faixa de DAP, a qual está associada a cada fantoma.

Tabela 2: Espessura média (em milímetros – mm) de tecidos biológicos, ar (AR), tecido adiposo e tecido mole (TA e TM) e tecido ósseo (TO), relacionados com materiais simuladores (PMMA e Al), com os respectivos desvios padrão (σ) e Número de Exames (N.E), contidos em cada faixa de DAP, associada a cada fantoma.

Fantoma	DAP	Ar	σ	TA e TM	σ	TO	σ	PMMA	σ	Al	σ	N. E
1	85 – 90	15,60	0,040	44,36	0,062	6,69	0,011	55,82	0,011	1,17	0,004	20
2	90 – 95	15,17	0,039	51,80	0,012	6,21	0,010	65,08	0,015	1,10	0,002	20
3	95 – 100	15,78	0,050	54,45	0,072	7,13	0,016	68,31	0,012	1,24	0,003	20
4	100 - 105	19,71	0,074	52,61	0,063	7,23	0,012	64,53	0,011	1,26	0,003	20
5	105 - 110	18,83	0,082	56,41	0,061	6,49	0,015	71,16	0,012	1,30	0,003	20
6	110 - 115	21,51	0,070	58,46	0,070	6,83	0,012	70,68	0,011	1,19	0,003	20
7	115 - 120	22,17	0,053	58,25	0,043	7,25	0,012	70,27	0,073	1,26	0,003	20
8	120 - 125	18,61	0,080	58,88	0,062	6,62	0,010	71,80	0,071	1,15	0,002	20
9	125 - 130	23,30	0,093	58,13	0,014	7,50	0,013	72,77	0,017	1,30	0,004	20

As linhas em negrito, na tabela 2, representam DAPs e correspondência de materiais simuladores, às espessuras intermediária e extremas.

As faixas de DAPs, apresentadas na tabela 2, incluem os exames com DAPs maiores ou iguais ao primeiro valor e menores que o segundo, para que não haja exames avaliados mais de uma vez.

As espessuras de PMMA e Al, descritas na tabela 2, foram distribuídas, respectivamente, em 4 e 2 placas com dimensões iguais. As quatro placas de PMMA foram arranjadas em dois pares, conforme ilustra a figura 17 (a-b). Entre as placas do par superior e inferior foram inseridas as placas de alumínio (liga 1100). Os dois pares de PMMA foram separados por um espaço de ar de 2.5 cm, conforme ilustra a figura 17(b). A área das placas, (17x17) cm, e o espaço de ar, 5 cm, foram determinados a partir da média das dimensões e quantidade total de ar existente no tórax dos 180 exames pediátricos avaliados.

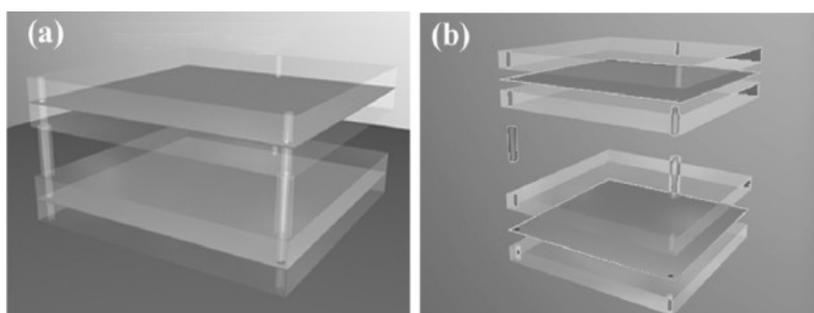


Figura 17(a e b): Esquema ilustrativo do fantoma homogêneo de tórax para projeção AP.

Dessa forma, com base na tabela 2, foram construídos 9 fantomas homogêneos de tórax para simular a projeção AP em pacientes de 0 a 1 ano de vida.

Se um espectro de raios-X não sofrer significantes variações na sua energia efetiva (E_{ef}) e na sua intensidade, após sua interação com cada um desses fantomas, pode-se afirmar que: “uma mesma combinação de kVp e mAs pode interagir com as distintas espessuras dos fantomas, sem contudo afetar a qualidade da imagem”. Se esse fato proceder é possível representar toda a faixa de DAPs (8,5 - 13,0)cm com apenas um fantoma homogêneo.

Para certificar-se dessa afirmação foi necessário avaliar as E_{ef} de entrada e saída, em cada fantoma homogêneo, bem como a resposta sensitométrica do sistema tela-filme utilizado.

Uma das maneiras de verificar possíveis variações na Eef do feixe de raios X, após sua interação com distintos materiais atenuadores, é a partir da Camada Semi-Redutora (CSR). Neste experimento foram realizadas medidas de CSR para tensões de (55 – 70)kVp, com passos de 5 kVp (Yakoumaks et all 2007). Basicamente o mesmo procedimento experimental foi adotado, conforme ilustra a figura 18, para avaliação de possíveis mudanças na Eef, que atinge o sistema tela-filme, após a interação do feixe de raios X, com espessuras dos fantomas descritos na tabela 2 (Pina 2002). Na figura 18, pode-se observar as placas de Al liga 1100 (a), com dimensões de (10 x 10)cm, malha (b) para apoio das placas (Al), banco de madeira (c), câmara de ionização para as medidas de exposição (d), eletrômetro (e), equipamento de raios X (f), com a mesa (g) e os distintos fantomas (h). Nessa metodologia foram mantidas constantes a distância fonte-detector em 100,0cm (Yakoumaks et all 2007) e as placas de Al posicionadas a meia altura.

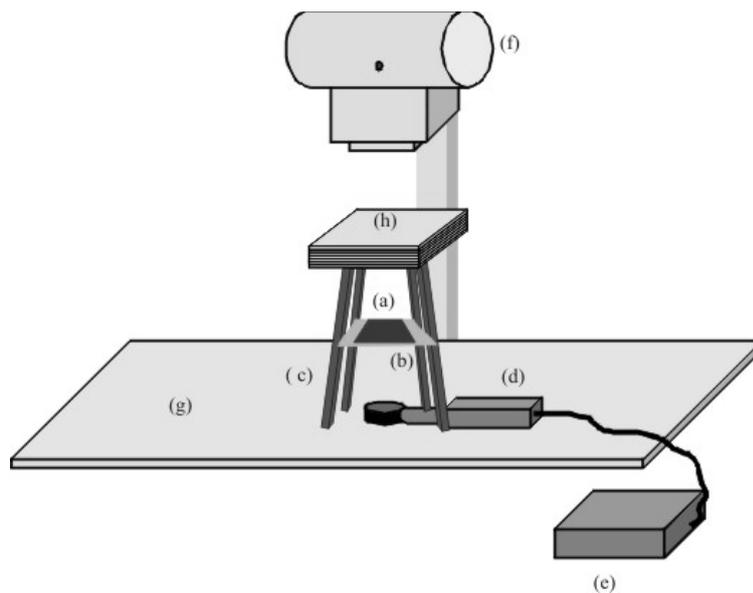


Figura 18: Esquema de montagem experimental para as medidas de CSRs sob as espessuras de fantomas.

A figura 19 ilustra o comportamento da CSR, em milímetros de alumínio, (CSR mm Al), em função dos distintos fantomas, para as tensões de 55 a 70kVp em passos de 5kVp. Essa faixa de tensão foi selecionada por se tratar de tensões mais usadas na rotina clinica para a realização de exames de tórax pediátricos (Armpilia 2002, Duggan et al. 2003, Yakoumakis et al. 2007). Nessa figura as espessuras dos fantomas (1, 5 e 9), ocupam a região delimitada por barras verticais tracejadas.

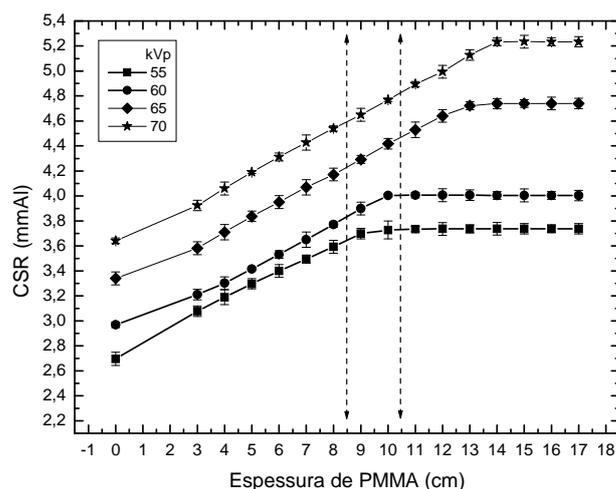


Figura 19: Avaliação da CSR, em milímetros de alumínio, em função de espessuras de PMMA, para tensões de 55-70kVp com passos de 5kVp. As espessuras dos fantasmas (1-9) ocupam a região delimitada por barras verticais tracejadas.

Outra avaliação realizada, na verificação da influência dos distintos fantasmas e tensões, na qualidade da imagem foi a partir de análise das curvas sensitométricas do sistema tela-filme utilizado. O comportamento da curva sensitométrica depende da tensão aplicada ao tubo, composição e espessura do material atenuador e sistema tela-filme utilizado (Pina 2002). A partir da curva sensitométrica pode-se avaliar parâmetros como velocidade, gradiente médio e contraste. A determinação da resposta sensitométrica do sistema tela-filme, foi realizada através do método sensitométrico de tempo escalonado (Almeida 1999). Nessa metodologia a fonte de raios-X (a) foi posicionada sobre o fantoma (b), mantendo-se constante a distância fonte-filme e a kVp. As exposições foram monitoradas com uma câmara de ionização (c). Esse procedimento tem como finalidade expor somente regiões previamente estabelecidas no sistema tela-filme (d), com auxílio de um sistema de blindagem (e), conforme ilustra a figura 20.

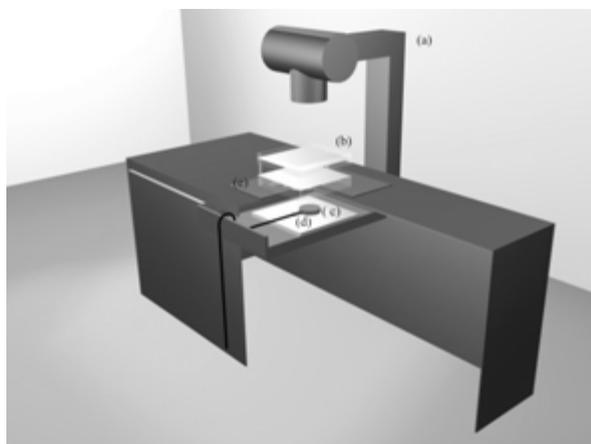


Figura 20: Arranjo experimental para avaliação da resposta sensitométrica do sistema tela-filme para distintas espessuras do fantoma homogêneo.

Neste experimento foi utilizada distância fonte-filme (DFF) de 100cm (Yakoumaks et all 2007) e tensões aplicadas ao tubo de raios-X (55 a 70) kVp com passos de 5 kVp. A DFF utilizada é recomendada para a realização de exames radiográficos de tórax em pacientes pediátricos (Duggan et all 2003, Yakoumaks et all 2007). Esse procedimento foi realizado para cada fantoma, varrendo a faixa de kVp em estudo, o que resultou em 9 curvas sensitométricas para cada kVp avaliada. As figuras 21, 22, 23 e 24 ilustram esse resultado, respectivamente, para (55, 60, 65 e 70 kVp) com os fantasmas (1, 5 e 9). Esses fantasmas representam valores, de DAPs, extremos e intermediário (apresentados em negrito na tabela 2) de pacientes pediátricos de até 1 ano de vida. Vale ressaltar que o valor da base mais véu (B+V) de todos os filmes foi em torno de 0,18.

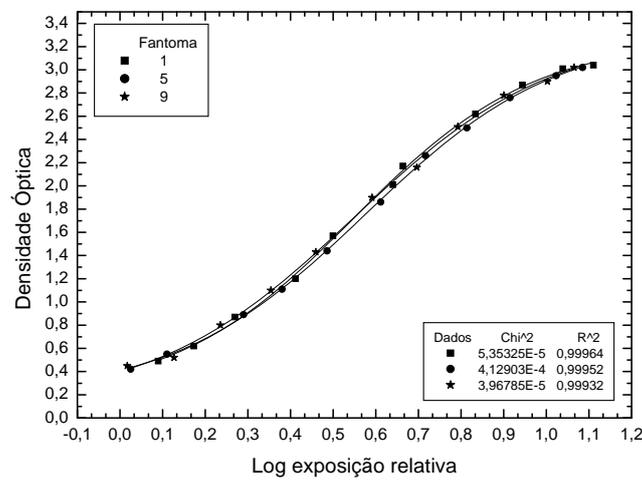


Figura 21: Curvas sensitométricas, obtidas, com 55kVp, para os fantasmas 1, 5 e 9

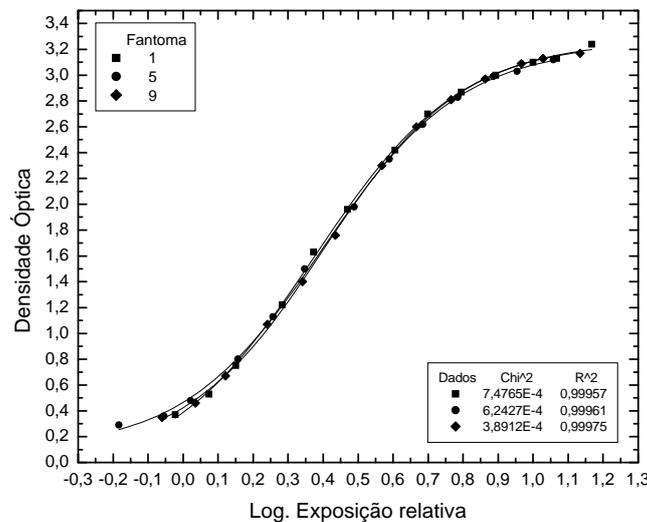


Figura 22: Curvas sensitométricas, obtidas, com 60kVp, para os fantasmas 1, 5 e 9

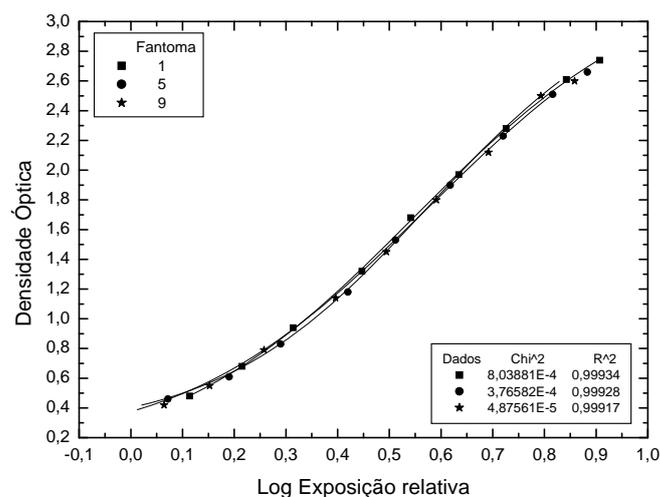


Figura 23: Curvas sensitométricas, obtidas, com 65kVp, para os fantomas 1, 5 e 9

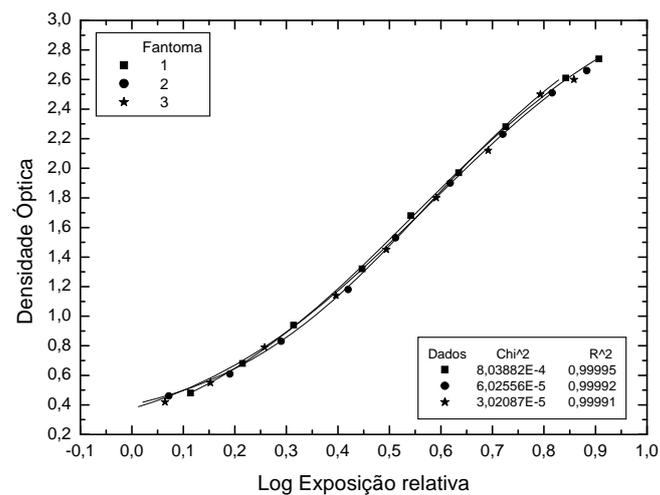


Figura 24: Curvas sensitométricas, obtidas, com 70kVp, para os fantomas 1, 2 e 3.

Finalmente foi realizada uma análise da influência de distintas tensões, para a mesma espessura de fantoma, na resposta sensitométrica do sistema tela-filme. A figura 25 ilustra a variação nas curvas sensitométricas para as tensões (55, 60, 65 e 70)kVp, utilizando o fantoma 5, o qual corresponde ao DAP médio de um paciente pediátrico de 0 a 1 ano de vida.

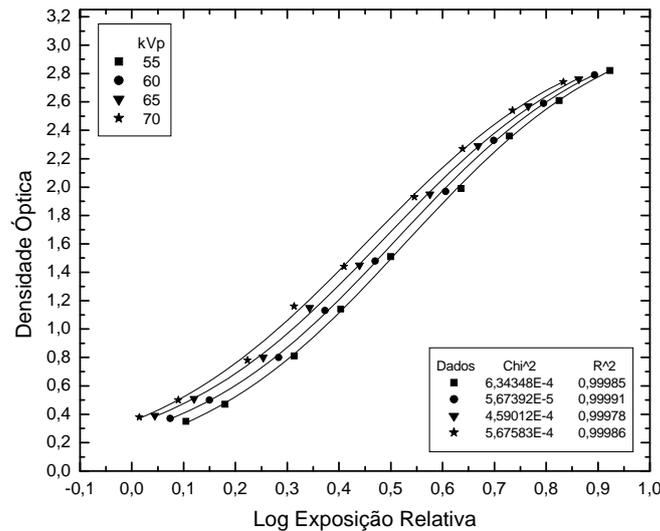


Figura 25: Curvas sensiométricas, obtidas com (55, 60, 65 e 70) kVp, para o fantoma 5

As curvas sensiométricas, ilustradas nas figuras 21, 22, 23 e 24, foram avaliadas com o auxílio do aplicativo *mathematica*. A análise destas curvas foi realizada a partir do ajuste dos dados, através do método dos mínimos quadrados (Helene 2006), utilizando a função Erro (Erf) (Hobbie and Roth 2007). Esta função, apresentada na equação 13 (função de densidade óptica), foi a que apresentou a melhor aproximação com os dados ($R^2 \approx 0,99997$).

$$DO(x) = A \sqrt{\frac{\pi}{2}} \cdot \sigma \cdot \text{Erf} \left[\frac{x - \mu}{\sqrt{2} \cdot \sigma} \right] + z \quad (13)$$

Na equação 13, $DO(x)$ representa a densidade óptica; A , a amplitude da curva; σ , o desvio padrão da curva; μ , o ponto central da curva; e z , o ponto de zero da curva.

A análise da variação entre as curvas sensiométricas para os fantasmas 1, 5 e 9 foi realizada a partir da equação 13 e de sua derivada. Esta derivada resultou em uma função Gaussiana, a partir da qual também podem ser analisados os parâmetros amplitude (A), valor central (μ) e desvio padrão (σ), sendo estes parâmetros os mesmos da equação 13. A figura 26 ilustra os dados da curva sensiométrica para o fantoma 5, obtida sob tensão de 60kVp (círculos cheios), o ajuste da função de Densidade Óptica, $DO(x)$, (linha contínua) e a respectiva função Gaussiana (linha tracejada).

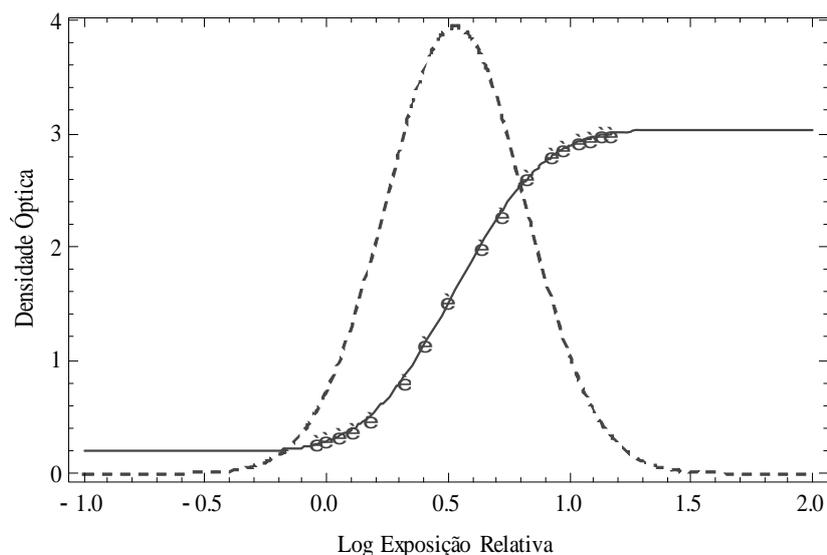


Figura 26: Dados da curva sensitométrica (círculos cheios) com o ajuste pela função de Densidade Óptica $DO(x)$ (linha contínua) e a respectiva função Gaussiana (linha tracejada).

Os resultados da avaliação das funções de Densidades Ópticas estão apresentados na tabela 3. Esta tabela apresenta a análise da média (Média), com seu respectivo desvio, para os parâmetros extraídos da equação 13: amplitude (A), valor central (μ), desvio padrão (σ) e ajuste do zero (z), avaliadas para os fantomas 1, 5 e 9, sob tensões de (55-70)kVp, com passos de 5kVp.

Tabela 3: Avaliação da média (Média), com seu respectivo desvio, para os parâmetros: amplitude (A), valor central (μ), desvio padrão (σ) e ajuste do zero (z) extraídos das funções de Densidades Ópticas, obtidas a partir das curvas sensitométricas, para os fantomas 1, 5 e 9 (F1, F5 e F9), avaliados sob a tensão de (55-70)kVp, com passos de 5kVp.

Fantomas	Parâmetros	55kVp	60kVp	65kVp	70kVp	Média
F1	A	3,93	3,90	3,84	3,82	$3,87 \pm 0,05$
	M	0,52	0,50	0,49	0,45	$0,49 \pm 0,03$
	Σ	0,30	0,29	0,29	0,29	$0,29 \pm 0,00$
	Z	1,63	1,64	1,64	1,59	$1,62 \pm 0,02$
F5	A	3,94	3,92	3,89	3,85	$3,90 \pm 0,04$
	M	0,53	0,50	0,46	0,44	$0,48 \pm 0,04$
	Σ	0,29	0,29	0,30	0,28	$0,29 \pm 0,01$
	Z	1,61	1,61	1,60	1,59	$1,60 \pm 0,01$
F9	A	3,98	3,94	3,91	3,87	$3,93 \pm 0,05$
	M	0,53	0,48	0,47	0,44	$0,48 \pm 0,04$
	Σ	0,29	0,29	0,28	0,29	$0,29 \pm 0,01$
	Z	1,66	1,62	1,61	1,58	$1,62 \pm 0,04$

Os resultados para os parâmetros de ajuste da função densidade óptica (A, μ , σ , e z), quando avaliados para a mesma tensão, mostram desvios de até 0,07, 0,03, 0,02 e

0,05, respectivamente. A avaliação destes parâmetros para diferentes tensões mostrou desvio de até 0,11, 0,09, 0,02 e 0,08, respectivamente para amplitude, valor central, desvio padrão e ponto de zero da função

A seguir, foi realizado um estudo para avaliar a região linear de cada curva sensitométrica (Haus 1979). Os parâmetros avaliados neste estudo: Gradiente médio (Gm), Latitude, (L) e Velocidade (V) foram obtidos com base nos parâmetros descritos na tabela 3, (A, σ , μ , e z), utilizando a equação 13. Neste procedimento o Gradiente médio (Gm) foi estimado tomando-se como referência, os valores dos logaritmos das exposições relativas, os quais correspondem aos valores de ($\mu \pm \sigma$) das gaussianas. Este parâmetro foi estimado a partir da equação 14:

$$Gm = \frac{(DO_2 - DO_1)}{(\text{Log}(E_2) - \text{Log}(E_1))} \quad (14)$$

Na equação 14, DO_1 representa o valor de densidade óptica referente ao logaritmo da exposição relativa no ponto 1, o qual corresponde ao valor de ($\mu - \sigma$) no eixo das abscissas; DO_2 , o valor de densidade óptica referente ao logaritmo da exposição relativa no ponto 2, o qual corresponde ao valor de ($\mu + \sigma$) no eixo das abscissas; $\text{Log}(E_1)$, o logaritmo da exposição relativa correspondente ao valor de ($\mu - \sigma$); e $\text{Log}(E_2)$, o logaritmo da exposição relativa correspondente ao valor de ($\mu + \sigma$).

A Latitude (L) foi estimada como a diferença entre os logaritmos das exposições relativas, os quais correspondem aos valores de ($\mu \pm \sigma$), extraídos das funções de Densidades Ópticas. Este parâmetro foi calculado, matematicamente, multiplicando o valor de σ por 2.

A Velocidade (V) foi calculada como a recíproca da exposição, em miliRoentgens (mR), necessária para gerar os valores de DO ótimas, cujos valores estão em torno de 1,0 acima da base mais véu (Haus 1979, Pina 2002, 2004 e 2008). Os valores dos logaritmos das exposições relativas foram obtidos, numericamente, a partir da função inversa da função de Densidades Ópticas, tomando como referência os valores de DOs ótimas. A velocidade foi estimada conforme apresenta a equação 15:

$$V = (10^{\text{Log}(x)})^{-1} \quad (15)$$

Na equação 15, x é o valor da exposição relativa, em mR, correspondente ao valor de DO em torno de 1,0 acima da base mais véu.

Os parâmetros físicos, Gm, L e $V(mR^{-1})$, extraídos dos ajustes (função de Densidades Ópticas) para a região linear das curvas sensitométricas estão apresentados na tabela 4. Esta tabela apresenta a análise da média (Média), com seu respectivo desvio, para os parâmetros: Gm, L e $V-mR^{-1}$. Esta tabela ainda apresenta os valores de energia efetiva do feixe, em keV, estimada abaixo de cada fantoma em estudo, para cada tensão (kVp) (Jonhs and Cunningham 1983); bem como os valores de mAs relativos às DOs em torno de 1,0 acima da base mais véu.

Tabela 4: Avaliação da média (Média), com o respectivo desvio, para os parâmetros: gradiente médio (Gm), latitude (L) e velocidade ($V - mR^{-1}$), extraídos dos ajustes (função Densidades Ópticas) das curvas sensitométricas, para os fantasmas 1, 5 e 9 (F1, F5 e F9), avaliados com tensão de (55-70)kVp, com passos de 5kVp. Esta tabela ainda apresenta os valores de energia efetiva do feixe, em keV, (Eef - keV) e os valores de mAs referentes aos valores de DOs em torno de 1,0 acima da base mais véu.

Fantomas	Parâmetros	55kVp	60kVp	65kVp	70kVp	Média
F1	Gm	3,36	3,34	3,29	3,27	3,31± 0,04
	L	0,59	0,59	0,58	0,58	0,58 ± 0,01
	$V(mR-1)$	0,40	0,41	0,43	0,46	0,42 ± 0,03
	Eef(keV)	37,28	37,93	39,07	40,30	38,65 ± 1,33
	DO	1,18	1,17	1,18	1,17	1,18 ± 0,01
	mAs	5,30	3,60	1,90	1,50	3,08 ± 1,74
F5	Gm	3,38	3,36	3,32	3,30	3,34 ± 0,03
	L	0,58	0,59	0,59	0,56	0,58 ± 0,02
	$V(mR-1)$	0,38	0,41	0,44	0,46	0,43 ± 0,03
	Eef(keV)	37,53	38,30	39,41	40,55	38,95 ± 1,32
	DO	1,17	1,18	1,18	1,19	1,18 ± 0,01
	mAs	6,00	4,00	2,10	1,70	3,45 ± 1,97
F9	Gm	3,41	3,37	3,35	3,31	3,36 ± 0,04
	L	0,59	0,57	0,56	0,58	0,58 ± 0,01
	$V(mR-1)$	0,39	0,43	0,44	0,46	0,43 ± 0,03
	Eef(keV)	37,59	38,45	40,55	41,24	39,46 ± 1,72
	DO	1,17	1,18	1,19	1,18	1,18 ± 0,01
	mAs	6,80	4,50	2,30	1,90	3,88 ± 2,26

Os resultados ilustrados na figura 19 mostram que a CSR e, conseqüentemente, a Eef se mantém constante para espessuras superiores à dos fantasmas homogênos, desenvolvidos neste estudo. Dentro do intervalo de espessuras dos fantasmas podem ocorrer mudanças na Eef que interage com o sistema tela-filme e, conseqüentemente, no contraste radiográfico (CR) da imagem para cada tensão avaliada. O quanto essa variação interfere na qualidade da imagem, foi verificada a partir de curvas sensitométricas utilizando os distintos fantasmas e tensões.

Quando valores de Velocidade e Gradiente médio não ultrapassam 0,15, pode-se afirmar que a qualidade da imagem radiográfica não está significativamente comprometida (Magalhães 2002).

Os resultados apresentados nas figuras 21-24 ilustram que qualquer fantoma, em estudo, atenuados por uma mesma tensão, proporciona uma resposta sensitométrica sem variações significantes. Isso pode ser visto na sobreposição das curvas apresentadas nessas figuras. A quantificação dessa variação está apresentada na tabela 4. Nessa avaliação, os maiores desvios nos valores da velocidade e gradiente médio são, respectivamente, 0,02 e 0,05. Estes valores estão abaixo do que a referencia recomenda para provocar alterações na qualidade da imagem radiográfica (Magalhães 2002). Ao observar os valores de energia efetiva e mAs descritos na tabela 4, pode-se verificar que o espectro que interage com o sistema tela-filme mantêm as mesmas características, quanto a qualidade do feixe, independente do fantoma avaliado, considerando a mesma tensão. O que mudou foi a intensidade do espectro, requerendo uma mAs maior (em torno de 1,5 mAs), com o aumento na espessura dos fantomas, de modo a produzir a mesma densidade ótica no filme. Esse valor é considerado sutil para influenciar na qualidade da imagem (Haus 1994, Góes 1997, Pina 2002, 2004, 2009).

Dessa forma, toda a faixa de DAPs, ilustrada na tabela 2, pode ser representada por um único fantoma. Os DAPs compreendidos entre (8,5 e 13,0)cm foram representados pela espessura média do fantoma, cujos dados são apresentados na tabela de especificações do FEPP, tabela 5, a qual apresenta faixa de DAPs do tórax dos pacientes pediátricos e espessuras de materiais simuladores correspondentes (PMMA e Al).

Tabela 5: Diâmetro Antero-Posterior, em milímetros, (DAP mm), e as espessuras dos materiais simuladores PMMA e Al, em milímetros, pertencentes aos pares, anterior e posterior, do fantoma homogêneo construído.

DAP (mm)	Par anterior		Par posterior	
	PMMA (mm)	Al (mm)	PMMA (mm)	Al (mm)
80 – 130	35,00	0,40	35,00	0,80

A espessura de Al descrita no par inferior do FEPP é maior, porque a parte posterior do tórax tem contribuição de ossos da coluna vertebral (ANSI 1982, Gray 1983).

A figura 25 mostra que quando ocorrem mudanças na tensão, aplicada ao tubo, a resposta sensitométrica do sistema tela-filme sofre variações, visualmente,

consideráveis. A quantificação desta variação, apresentada na tabela 4, mostra que os valores de velocidade e gradiente médio sofrem variações de até 0,08 e 0,10, respectivamente. Entretanto, estes desvios não ultrapassam os recomendados pela referência (Magalhães 2002). Dessa forma, os resultados apresentados na figura 19, onde ocorrem mudanças visíveis na CSR que interage com o sistema tela-filme e, conseqüentemente, na energia efetiva do feixe (em torno de 1,7 ao avaliar o fantoma 9), não influenciam de forma significativa na qualidade da imagem.

Finalmente, as variações detectadas no GM e L, devido à variação de tensão, mostram que o comportamento das curvas são os mesmos, o que muda é a quantidade de exposição para produzir uma DO desejável (vide DO e mAs correspondentes na tabela 4).

Portanto, o fantoma desenvolvido pode ser utilizado para as distintas tensões avaliadas neste estudo, de forma a proporcionar imagens com qualidade muito próximas, obtidas com técnicas que diferem em menos de 5 mAs (Pina 2002, Lee 2007). Desse modo, o fantoma deve ser calibrado para tensão que se deseja utilizar (ANSI 1982, Gray 1983, Pina et al. 2004, 2006, 2009).

Todas as exposições monitoradas nesta pesquisa foram realizadas com uma câmara de ionização (modelo 10X5-60E) e um eletrômetro *Radiation Monitor Controller* (modelo 9015), ambos fabricado pela *Radcal Corporation*. As densidades Ópticas (D.Os) foram medidas com um densitômetro (fabricado pela MRA, com número de série 01-121). O equipamento utilizado foi o fabricado pela Phillips, modelo Super 80 CP com gerador de tensão de alta frequência, foco 0,6/1,2mm, tensão máxima de 150kVp e corrente de elétrons máxima de 800mA. Este equipamento se encontra em perfeitas condições de uso, de acordo com as diretrizes exigidas pela Portaria Federal nº 453 (VS/SMS) (Portaria 453 1998). Os filmes radiográficos utilizados foram modelo Medix RX-V e tela intensificadora modelo Medix OG8 / Ortho, com sensibilidade de 400, ambos fabricados pela IBF.

O sistema de processamento automático de filmes radiográficos foi monitorado durante todos os procedimentos realizados neste estudo. Esta monitoração mostrou que a processadora automática utilizada não apresentou variações significativas, capazes de influenciar na qualidade das imagens otimizadas (Magalhães 2002, Zhu 2003, Battum 2006).

CAPÍTULO 5

5. Considerações finais

O fantoma desenvolvido e construído neste estudo será utilizado, em trabalhos futuros, no procedimento de otimização de imagens radiográficas de pacientes recém nascidos e lactentes com até 1 ano de vida. Esse fantoma deve ser utilizado no processo de calibração do feixe, de modo atingir uma densidade óptica agradável a resposta fisiológica do olho humano, para uma tensão de interesse. É importante salientar que a faixa de tensão normalmente utilizada e recomendada pela *Comissão das Comunidades Europeias* (CEC), para a realização de exames radiográficos pediátricos, é de 55 a 70 kVp (CEC 1996, Kohn 1996), conforme utilizado nesta pesquisa. As tensões entre (50-60) kVp aplicadas ao tubo de raios X proporcionam a predominância do efeito fotoelétrico, no processo de interação da radiação com a matéria, realçando o contraste entre as estruturas com distintos números atômicos (Curry et al. 1990, Attix 2004).

Esta pesquisa traz benefícios à população pediátrica e a comunidade científica, com contribuições originais, no que diz respeito ao desenvolvimento e construção de fantasmas homogêneos para serem utilizados no processo de otimização de imagens pediátricas de pacientes de 0 a 1 ano de vida. Para a faixa etária em estudo, é muito comum a realização de exames pediátricos com protocolos destinados à pacientes adultos (Cunha et al. 2004 e Bosso et al. 2004), proporcionando doses desnecessárias, ao paciente pediátrico, e imagens de qualidade desejáveis.

BIBLIOGRAFIA

AAPM REPORT N° 39. **Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners.** Report of Task Group 2: Diagnostic X-Ray Imaging Committee. Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics. 1993, p.101.

Absorption of Calcium, Phosphorus and Magnesium In: Nordin B. E. C. Calcium, Phosphate and Magnesium Metabolism. 1st edition, Churchill Livingstone, 1977, 2, 36-112.

Ajuste de funções não-lineares - Método de Gauss: Algumas Aproximações In: Otaviano Helene; Método dos Mínimos Quadrados. 1^a edição. Livraria da Física, 2006. 7, 63-67.

Almeida A., Wlad, T. S. Gary T. B. Characterization of the reciprocity law failure in three mammography screen-film systems, **Med. Phys.** (1999); 26(5): 682-688.

American National Standards Institute (ANSI), "Method for the sensitometry of medical X-ray screen film-processing systems". PH2/43, New York. 1982.

Armpilia C. I, Fife I. A. J, Crosdale, P. L. Radiation dose quantities and risk in neonates in a special care baby unit. **The British Journal of Radiology** (2002); 1(75): 590-595.

Attix F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** 2nd ed. Weinheim (Germany): WILEY – VCH Verlag GmbH & Co. KGaA; 2004.

Battum V. L. J, Huizenga H. The curvature of sensitometric curves for Kodak XV-2 film irradiated with photon and electron beams. **Med. Phys.** (2006); 33(7):2396-2403.

Brindhavan A. and Al-Khalifah K.. Radiation Dose to Premature Infants in Neonatal Intensive Care Units in Kuwait. **Radiation Protection Dosimetry** (2004); 111(3): 275-281.

Brisse H. J, Brenot J, Pierrat G. G, Savignoni A, Rycke Y. De, Neuenschwander S, Aubert B, Rosenwald J. C. The relevance of image quality indices for dose optimization in abdominal multi-detector row CT in children: experimental assessment with pediatric phantoms. **Phys. Med. Biol.** (2009); 54: 1871-1892.

Commission of the European Communities (CEC) 1996. European guidelines and quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260, EN ed. J.H.E.

Cook V, Kyriou J. C, Pettet A, Fitzgerald M. C, Shah K, Pablot S. M. Key factors in the optimization of paediatric X-ray Practice. **The British Journal of Radiology** (2001);74:1032-1040.

Correa, B S P M. Adicionando mobilidade ao processamento de imagens médicas. Dissertação de **Mestrado** em Sistemas de Computação, Instituto Militar de Engenharia, p66, 2008.

Council Directive 97/43 Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure. Official Journal of the European Communities, 1997

Curry T. S, Dowdey J. E, Murry R.C. **Christensen's physics of diagnostic radiology** 4th ed, Philadelphia, Pa: Lee & Febiger, 1990.

Dickerson R. E, Haus A. G, Baker C. W. Method of simulated screen sensitometry for asymmetric, low crossover medical x-ray films. **Med. Phys.** (1994); 21(4):525-528.

DICOM Standard parts - National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Disponível em:<<http://medical.nema.org/medical/dicom/2008/>>. Acesso em 22 de março de 2009.

Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM); Part 1: Introduction and Overview. PS 3.01 – 2008. Disponível em: <<ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008/>>. Acessado em 16/11/2009.

Drebin R. A, Carpenter L, Hanrahan P. Volume rendering Proceedings. In:15th annual conference on Computer graphics and interactive techniques (1988); 65-74.

Duggan L, H, Warren-Forward, T S, Kron T. Investigation of dose reduction in neonatal radiography using specially designed phantoms and LiF:Mg,Cu,P TLDs. **The British Journal of Radiology** (2003); 76: 232–237.

EUA, CFR 21 – Capítulo I - Food and Drug Administration, department of health and human services, Subcapítulo H - Medical devices. Título da Patente: Multiple keithley, victoreen, andinvision instruments. FDA no. 1526801, Solon,OH, 10 jan. 1988. Disponível em: <http://www.zapconnect.com/products/index.cfm/fuseaction/products_display_detail/eregnum/152681/owner_operator_number/1526801/product_code/LHO/1526801.html>.

Freitas M. B, Yoshimura E.M. An overview of doses to patients and irradiation conditions of diagnostic chest X ray examinations carried out in hospitals of the city of São Paulo, Brazil. **Radiat. Prot. Dosim.** (2003);103(2): 141-148.

Freitas M. B, Yoshimura E.M. Dose measurements in chest diagnostic X-Rays: Adult and pediatric patients. **Radiat. Prot. Dosim.** (2004);111(1): 73-76.

GE - CT Portable X-rays - VMX/VMX Plus. HTML, disponível em:\\ www.medwow.com/used-portable-x-ray>, acessado em 10 de Novembro de 2009.

Gray J.E, Winkler N.T, Stears J, Frank E.D. “**Quality Control in Diagnostic Imaging**”, Baltimore University, Park Press, 1983.

Hangartner T. N, Short D. F. Accurate quantification of width and density of bone structures by computed tomography. **Med. Phys.** (2007); 34(10):3777-3784.

Hanssoni, B, Finnbogasoni T, Axelssoni B. Dose distributions and image quality in paediatric colon examinations: assessment of effective dose and conversion coefficients **Radiation Protection Dosimetry** (1998); 80(3): 307–310 .

Haus, A. G. “**Screen-Film Image Receptors and Film Processing**”; Helat Science Division, Eastman Kodak Company, Rochester NY;1983.

Haus, A. G.; “**The Physics of Medical Imaging: Recording System Measurements and Techniques**”; AAPM; 1979.

Hobbie R. K. and Roth B. J. R. **Intermediate Physics for Medicine and Biology**. 4th ed. New York (USA): Springer Science+Business Media, LLC; 2007.

Homolka P. A, Gahleitner, M P, Nowotny R. Optimization of the composition of phantom materials for computed tomography. **Phys. Med. Biol.** (2002); 47:2907 – 2916.

Horii S.C. “Part four. A nontechnical introduction to DICOM”. *Primer on computers and information technology*, **RadioGraphics** (1997);1297–1309.

International Commission on Radiation Units and Measurements: Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection **ICRU Report 48** Bethesda MD 1992.

International Commission on Radiation Units and Measurements: Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement **ICRU Report 44** Bethesda MD 1989.

Jennings R. J. A method for comparing beam-hardening filter materials for diagnostic radiology, **Med. Phys.** (1988); 15: 588-598.

Jessen K. A. et all, Shrimpton P. C, Geleijns J, Panzer W, Tosi G. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. **Applied Radiation and Isotopes** (1999); 50: 165-172.

Kalinin M, Raicu D. S. J, Furst D. S. C. “A classification Approach for anatomical regions segmentation”, IEEE Int. Conf. on Image Processing, 2005.

Johns H. E. and Cunningham R. J. The Physics of Radiology. 4th ed. Illinois USA: Charles C Thomas. Publisher; 1983.

Kohn M. M, Moores B. M, Schibilla H. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. EUR 16261 EN, 1996.

Lee S.C, Wang J. N, Liu S.C, Jiang S.H. Evaluation of dose–image–quality optimization in digital test radiography. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A** 580 (2007) 544–547.

Magalhães L. A. G, Azevedo A. C. P. de, Carvalho A. C. P. A Importância do Controle de Qualidade de Processadoras Automáticas. **Radiol. Bras.** (2002);35(6):357-363.

Marsh D. M, Malone J. F. Methods and materials for the measurement of subjective and objective measurements of image quality **Radiation Protection and Dosimetry** (2001); 94:37-42.

Mohamadain K. E. M, Rosa L. A. R, Azevedo A. C. P, Guebel M. R. N, Boechat M. C. B, Habani F. Dose evaluation for paediatric chest x-ray examinations in Brazil and Sudan: low doses and reliable examinations can be achieved in developing countries. **Phys. Med. Biol.** (2004); 49:1017–1031.

Moore D S. A Estatística Básica e Sua Prática. 3^o Ed. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A; 2005.

Oliveira D. A. B, Albuquerque M. P, Macedo M. M. G, Pina D. R, Duarte S. B. Calibração de aparelhos de raio–x em imagens de tomografia de crânio e tórax. In: CMNE/CILAMCE, APMTAC, Portugal, 2007.

Pina D R, Ghilardi Netto T, Rocha S L, Brochi M A C, Trad C S Construção de um fantoma homogêneo para padronização de imagens radiográficas **Radiol. Bras.** (2000); 33: 41-44.

Pina D. R. et all, Duarte S. B, Ghilardi Netto T, Trad C. S, Brochi M. A. C, Oliveira S. C. de. Optimization of standard patient radiographic images for chest, skull and pelvis exams in conventional x-ray equipment. **Phys. Med. Biol.**(2004); 49: 215– 226.

Pina D.R Metodologia para otimização de imagens radiográficas, 2002, p 132 (**Doutorado**) Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto – USP, Ribeirão Preto-SP.

Pina D.R. et all, Duarte S. B, Ghilardi Netto T, Morceli J, Carbi E. D. O, Souza R. T. F, Neto A. C, Ribeiro S. M. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. **Radiol Bras.** (2009);42(3):171–177.

Pina D.R. et all, Duarte S. B, Morceli J, Ghilardi Netto T, Development of phantom for radiographic image optimization of standard patient in the lateral view of chest and skull examination. **Applied Radiation and Isotopes** (2006);64:1623–1630.

Portaria Federal N^o 453, de 1 de Junho de 1998, D.O.U. - Diário Oficial da União; Poder Executivo, de 01 de junho de 1998; SVS/MS - Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária.

Punwani S. et all, Zhang J, Warren D, Greenhalgh R, Humphries P. Paediatric CT: the effects of increasing image noise on pulmonary nodule detection. **Pediatr Radiol** (2008); 38:192–201.

Resolução – RE n^o 64 da Agencia Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), publicada em 4 abril de 2003.

Rho J. Y, Hobotho M.C, Ashman R. B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. **Med. Eng. Phys.** (1995);17(5):347-355.

SAW C. B. Foundation of Radiological Physics, Omaha, NE: CB Saw, Inc, 2002.

Schneider W, Bortfeld T, Schlegel W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. **Phys. Med. Biol.** (2000);45: 459–478.

Shkumat N. A, Siewerdsen J. H, Paul N. S, Yorkston J, Van Metter R. Dual-energy imaging of the chest: Optimization of image acquisition techniques for the 'bone-only' image. **Med. Phys.** (2008); 35(2):629-632.

Shrimpton P. C, Wall B. F, Fisher E. S. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. **Phys. Med. Biol.** (1981); 26(1):133-139.

Shrinidhi N, Haynor D. R, Wang Y, Dawn B. J, Gust H. B, Yongmin K. An Efficient Tissue Classifier for Building Patient - Specific Finite Element Models from X-Ray CT Images. **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING**, (1996); 43(3):333 – 337.

Silveira, F A R. Utilização do Mathematica como ferramenta de apoio ao ensino de matemática. (Dissertação) Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 129p, 1998.

Söderberg J and Persiliden J. A comparison of a Heterogeneous Child Phantom with Pediatric Patients. **Radiation Protection Dosimetry** (1996); 67(4):257-261.

Souza R.T.F, Pina D. R, Lemke N, Carbi E.D.O. Algoritmo para quantificação de espessuras de tecidos biológicos e conversão para materiais simuladores. In: IV Congresso de Física Aplicada a Medicina (CONFIAM); 2008, Setembro, 06; Botucatu: Anais IV Congresso de Física Aplicada à Medicina; 2008.47-49.

Souza, R.T.F, Carbi, E.D.O, Martin, J.G, Lemke, N, Mesa, J.H e Pina, D.R. Estudo sobre quantificação e classificação dos tecidos biológicos em imagens tomográficas a partir de histogramas. In: XIV Congresso Brasileiro de Física Médica; 2009, Outubro, 12; São Paulo: disponível em <www.abfm.org.br/xivcbfm/imagem_11.asp>; 2008.

Sprawls, P. Jr. **Physical Principles of Medical Imaging**. 2nd ed. Gaithersburg: Aspen Publishers; 1993.

Staton R. J, Pazik F. D, Nipper J. C, Williams J. L, Bolch W. E. A comparison of newborn stylized and tomographic models for dose assessment in paediatric radiology. **Phys. Med. Biol.** (2003);48: 805–820.

Susomboon R, Raicu D. S, Furst J. Pixel-Based Texture Classification of Tissues in Computed Tomography. IEEE In. Conference on Image Processing, 2005.

Troiano M. Visualização de regiões de ativação cerebral por FMRI sobre volumes multimodais. (Dissertação) Universidade Federal do Paraná, 89p, 2004.

Tsalafoutas I. A, Yakoumakis E. N, Aliberti M, Pantos G. I, Yakoumakis N. E, Karaiskos P, Evangelos G. K.. Radiation dose in common X-ray examinations carried out in two dedicated paediatric hospitals. **Radiation Protection Dosimetry** (2007); 124(4):348–352.

Vano E. et all, Ubeda C, Leyton F, Miranda P. Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology. **Phys. Med. Biol.** (2008); 53:4049–4062.

Vassileva J. A phantom for dose-image quality optimization in chest radiography. **Br. J. Radiol.** (2002); 75: 837-842.

Watanabe Y. Derivation of linear attenuation coefficients from CT numbers for low-energy photons. **Phys. Med. Biol.** (1999); 44: 2201–2211

White D.R. The Formulation of Tissue Substitute Materials using Basic Interaction Data. **Phys. Med. Biol.** (1977);22(5):889 – 899.

Wolfram Mathematica: Compute Develop Deploy. Disponível em:<<http://www.wolfram.com/products/mathematica/index.html>>. Acessado em 15/11/2009.

Yakoumaks E. N, Tsalafoutas I. A, Aliberti M, Pantos G. I, Yakoumakis N. E, Evaggelos P. K, Georgio K. Radiation doses in common X-ray examination carried out in two dedicated paediatric hospital. **Radiation Protection Dosimetry** (2007); 124(4):348 – 352.

Zheng B, Leader J. K, Murray J. M, Park S. C. Fuhrman C. R, Frank D. G, Scirba C. Automated detection and quantitative assessment of pulmonary airways depicted on CT images. **Med. Phys.** (2007);34(7): 2844-2852.

Zhu X. R. et al, Yoo S, Jursinic P. A, Grimm D. F, Lopez F, Rownd J. J, Gillin M. T. Characteristics of sensitometric curves of radiographic films. **Med. Phys.** (2003);30(5):913-919.