

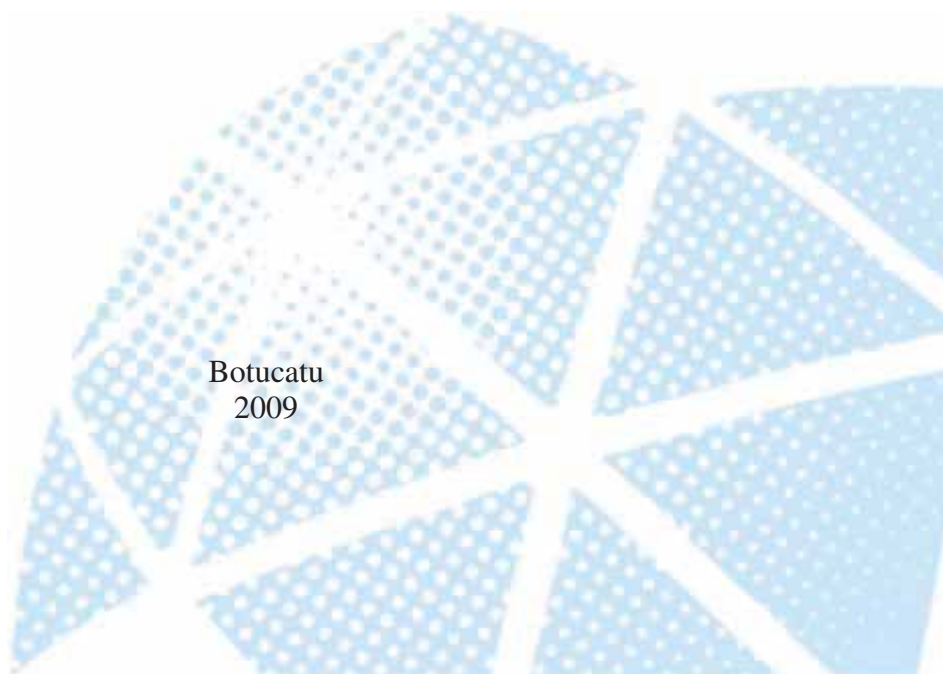


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

Rafael Toledo Fernandes de Souza

**CLASSIFICAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DE TECIDOS
BIOLÓGICOS PARA CONSTRUÇÃO DE FANTOMAS
PEDIÁTRICOS**

Botucatu
2009



Rafael Toledo Fernandes de Souza

CLASSIFICAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DE TECIDOS BIOLÓGICOS
PARA CONSTRUÇÃO DE FANTOMAS PEDIÁTRICOS

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências IB, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP como parte das exigências para obtenção do título de Graduado no Curso de Física Médica modalidade Bacharelado.

Orientadora: Prof^a Dr^a Diana Rodrigues de Pina

Botucatu
2009

Aos meus pais e irmãos,

Ivan e Élide, Daniel e Larissa

Por sempre me ajudarem nos momentos em

que mais precisei, dando-me forças para a conclusão deste trabalho.

Agradecimentos

À Deus, acima de tudo.

À Prof^a. Dr^a. Diana Rodrigues de Pina pela Orientação, pela oportunidade de compartilhar seus conhecimentos durante o período de estágio e por sua amizade.

.

Ao Prof. Dr. Ney Lemke e ao Prof. Joel Mesa, por todo o suporte necessário para a realização deste estudo.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda por seus preciosos conselhos e ensinamentos durante o curso de Física Médica.

Aos trabalhadores dos setores de raios-x e tomografia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu pela colaboração para o desenvolvimento deste estudo.

Aos companheiros de trabalho do Laboratório de Física Aplicado ao Radiodiagnóstico, Eros Carbi e Juan Guillermo Martin, por toda ajuda, atenção e por serem verdadeiros amigos.

Aos grandes amigos Caroline Zepelline do Santos, Cristina Toshie Iwassaki, Daniel Augusto Noli, Karen Pieri, Lana Tahara Taniguti, Pedro Rafael Costa e Tiago Cardoso Tardelli, por todos os momentos agradáveis que passamos durante nossa graduação.

À todos da IV Turma de Física Médica, por terem me ajudado a tornar-me uma pessoa melhor e por ser uma das melhores turmas que já passou por esta universidade.

“Teorias são redes: somente aqueles que as lançam.
pescarão alguma coisa”.

(Novalis).

Esta Pesquisa foi desenvolvida no Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP) sob orientação da Prof^a. Dr^a. Diana Rodrigues de Pina, com suporte financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).

RESUMO

A radiologia diagnóstica pediátrica pode ser considerada como uma especialidade separada e com características distintas da radiologia aplicada a pacientes adultos. Isso em razão da variabilidade no tamanho das estruturas anatômicas e maior sensibilidade dos tecidos. Os trabalhos encontrados na literatura apresentam em sua grande maioria metodologias para segmentação e classificação de tecidos em pacientes adultos, tendo-se em vista que trabalhos sobre quantificação de tecidos são raros. Este trabalho teve por objetivo desenvolver um algoritmo classificador e quantificador de tecidos biológicos a partir de histogramas, e que converta a espessura média quantificada destes tecidos para seus respectivos materiais simuladores. Os resultados serão utilizados no processo de otimização de imagens pediátricas, em trabalhos futuros, já que estes pacientes são freqüentemente super-expostos à radiação nas repetidas tentativas de se obter imagens radiográficas consideradas de boa qualidade. O algoritmo desenvolvido foi capaz de ler e armazenar o nome de todos os arquivos, dentro do sistema operacional, filtrar artefatos, contar e quantificar cada tecido biológico a partir do histograma do exame, realizar a média das espessuras dos tecidos biológicos e converter esse valor em seu respectivo material simulador. Os resultados mostram que é possível distinguir os tecidos ósseo, mole, adiposo e pulmonar a partir de histogramas de exames tomográficos de tórax. A quantificação dos materiais constituintes do fantoma antropomórfico feita pelo algoritmo, confrontada com os dados da literatura mostram que a maior diferença encontrada foi de 21,6% para o tecido ósseo. Entretanto, a literatura mostra que variações de até 30% em espessura óssea não influenciam de forma significativa na qualidade da imagem radiográfica. As espessuras médias de tecidos biológicos, quantificado para pacientes pediátricos, mostram que um mesmo fantoma pode simular pacientes com distintas faixas de DAP, já que variações em espessura de até 6mm de acrílico e 0,3mm de alumínio não influenciam de forma significativa na resposta sensitométrica do sistema tela-filme para a energia do feixe de raios X utilizada na rotina clínica.

Palavras-chave: Algoritmo; Histograma; Pediatria; Quantificação; Tecidos Biológicos.

ABSTRACT

Paediatric diagnostic radiology can be considered as a separate specialty and with distinct characteristics of the radiology applied in adult patients. This in reason of the variability in the anatomical structures size and bigger sensitivity of tissues. The literature present in its majority methodologies for segmentation and tissue classification in adult patients, and works on tissue quantification are rare. This work had for objective the development of a biological tissue classifier and quantifier algorithm, from histograms, and that converts the quantified average thickness of these tissues for its respective simulator materials. The results will be used in the optimization process of paediatrics images, in future works, since these patients are frequently over exposed to the radiation in the repeated attempts of if getting considered good quality radiographic images. The developed algorithm was capable to read and store the name of all the archives, in the operational system, to filter artifacts, to count and quantify each biological tissues from the histogram of the examination, to obtain the biological tissues average thicknesses and to convert this value into its respective simulator material. The results show that it is possible to distinguish bone, soft, fat and pulmonary tissues from histograms of tomographic examinations of thorax. The quantification of the constituent materials of anthropomorphic phantom made by the algorithm, compared with the data of literature shows that the biggest difference was of 21,6% for bone. However, the literature shows that variations of up to 30% in bone thickness do not influence of significant form in the radiographic image quality. The average thicknesses of biological tissues, quantified for paediatrics patients, show that one phantom can simulate patients with distinct DAP ranges, since variations in thickness of until 6mm of acrylic and 0,3mm of aluminum do not influence of significant form in the screen-film system sensitometric response of the for the energy of the beam of rays X used in the clinical routine.

Key word: Algorithm; Biological Tissues; Histogram; Paediatrics; Quantification.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Conjunto de dados DICOM e estrutura dos elementos de dados	19
Figura 2: Duas curvas gaussianas, onde são mostradas a média μ e o desvio padrão σ	20
Figura 3: A estrutura do Mathematica	20
Figura 4: Histograma hipotético	23
Figura 5: Tecidos constituintes do histograma da Figura 4	24
Figura 6: Fluxograma do algoritmo que converte espessura de tecidos biológicos em materiais simuladores pela análise de histograma.....	25
Figura 7: Corte axial tomográfico do fantoma de acrílico (externo) e água (interno) utilizado para calibração dos números de CT	28
Figura 8: Corte axial tomográfico do fantoma dosimétrico modelo 76-414.....	28
Figura 9: Fantoma antropomórfico Alderson RANDO.....	29
Figura 10: Histograma (em azul) do fantoma de acrílico e água ilustrando os ajustes por funções gaussianas para a água (em amarelo) e para o acrílico (em vermelho)	31
Figura 11: Histograma (em azul) do fantoma dosimétrico (76-414) ilustrando o ajuste por função gaussiana (em vermelho)	32
Figura 12: Histograma (em azul) para o fantoma antropomórfico RANDO ilustrando os ajustes por funções gaussianas para o simulador de tecido mole, resina epoxi, (em vermelho)	33
Figura 13: Histograma (em azul) para o Adulto Típico ilustrando os ajustes por funções gaussianas para a região de tecido mole (em vermelho) e região de tecido adiposo (em amarelo)	34
Figura 14: Histograma (em azul) de um exame tomográfico pediátrico, ilustrando os tecidos moles (em vermelho) e o tecido adiposo (em amarelo)	35
Figura 15: Histograma (em azul) de um exame tomográfico pediátrico, ilustrando os tecidos moles com contraste (em vermelho) e o tecido adiposo (em amarelo)	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Materiais utilizados e as respectivas áreas, em cm ² , nominais e calculadas, através dos histogramas, para o fantoma de água e acrílico	31
Tabela 2: Material utilizado e a respectivas áreas, em cm ² , nominais e calculadas, através do histograma, para o fantoma dosimétrico de acrílico (76-414)	32
Tabela 3: Materiais simuladores constituintes do fantoma antropomórfico RANDO (Materiais), Espessura dos tecidos em mm (espessura (mm)) e as espessuras médias dos tecidos encontrados na literatura (Literatura (RANDO))	33
Tabela 4: Espessuras em milímetros dos tecidos biológicos classificados e quantificados pelo algoritmo para o adulto padrão (tecidos) e seus respectivos materiais simuladores (simuladores) comparados aos encontrados na literatura (Literatura (RANDO))	34
Tabela 5: Diâmetro Ântero-Posterior (DAP), espessuras médias de ar (Ar), Tecido mole total (Mole Tot.) e Osso (Osso), seus respectivos desvios padrões, em porcentagem, (D.P. (%)) e referente às espessuras médias dos tecidos biológicos	36
Tabela 6: Diâmetro Ântero-Posterior (DAP), espessuras médias de ar (Ar), Acrílico (Acr.), Alumínio (Al.) e seus respectivos desvios padrões, em porcentagem, (D.P. (%)) referente às espessuras médias dos materiais simuladores	36

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO I	12
1. INTRODUÇÃO	13
 CAPÍTULO II	 16
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	17
 2.1. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	17
2.2. DICOM	19
2.3. FUNÇÃO GAUSSIANA	20
2.4. MATHEMATICA	20
2.5. MATSIM	21
 CAPÍTULO III	 22
3.1 METODOLOGIA	23
 3.1 Algoritmo	23
3.2. Validação	27
 CAPÍTULO IV.....	 30
4. RESULTADOS.....	31
 CAPÍTULO V.....	 37
5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	38

CAPÍTULO VI	40
6. BIBLIOGRAFIA	41

Capítulo I

1. Introdução

A radiologia diagnóstica pediátrica possui características distintas da radiologia aplicada a pacientes adultos, devido à variabilidade no tamanho das estruturas anatômicas e maior sensibilidade dos tecidos. A grande variação na estrutura anatômica do paciente pediátrico leva a dificuldade de padronização de protocolos na realização de exames radiológicos. O método primário de otimização de imagens radiográficas é realizado a partir da calibração do feixe de raios-X, qualidade da imagem e estimativa de dose, utilizando fantasmas. [1, [2]

Um pré-requisito para a construção de fantasmas é a quantificação das espessuras médias dos tecidos biológicos presentes no livre caminho médio do feixe de raios-X e a equivalência destes em espessura de materiais simuladores. A literatura apresenta algoritmos para classificação e quantificação de tecidos biológicos a partir de imagens tomográficas. A maioria destes está baseada na segmentação da imagem.

Drebin et al apresenta um algoritmo de renderização de volumes, que são modelados através da composição de vários materiais (osso, tecido mole, tecido adiposo). A composição de um voxel é descrita pela porcentagem de cada material existente neste, levando em consideração a probabilidade de um voxel ter a intensidade I . As funções de distribuição, $P_i(I)$, cada material devem ser previamente conhecidas. O classificador probabilístico utiliza as intensidades de cinza do voxel. A classificação dos volumes é feita através da segmentação da imagem, utilizando porcentagens de ar, de osso, de tecido mole, e de tecido adiposo. Um histograma da absorção dos raios-x no voxel é a soma da sobreposição das distribuições dos materiais, em ordem crescente de intensidade [3].

Shrinidhi et al utiliza um classificador de tecidos para as imagens de CT, com elementos finitos específicos (FE) para estudos bioelétricos. O classificador usa um histograma de escala de cinza para cada tipo do tecido e informação tridimensional (3-D) 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 salvos e utilizados para reclassificar a fatia toda. Assim, a informação proveniente da primeira fatia pode ser usada para classificar as próximas. Os diferentes tipos de órgãos ou tecidos classificados por estes algoritmos são: Pulmão, átrio, sangue, tecido adiposo, osso, músculo, pele, rim, ar, fígado, baço, esôfago, tecido mole, ventrículos esquerdo e direito, líquido, estômago, pâncreas, grandes vasos, tecido conjuntivo, papilas, intestino, líquido intestinal e medula óssea [4].

O algoritmo apresentado por Kalinin et al é um classificador baseado em pixel para segmentar diferentes regiões anatômicas em estudos de CT. Consiste em três etapas. Na primeira, é calculada uma 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 da textura e os nomes dos tecidos como rótulos de classificação. Na última, é gerado um conjunto de regras de decisão para ser usado na classificação de novos pixels, e a identificação de diferentes regiões anatômicas juntando-se pixels adjacentes com classificações similares [5].

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, a imagem é segmentada e classificada. As imagens lidas passam por um processo de realce de contraste, para ter em mãos contraste para tecidos moles, e assim ter uma melhor extração dos parâmetros da textura. A seguir, o algoritmo analisa a vizinhança de cada pixel, para cada imagem, para obter a informação de cada parâmetro, de acordo com os níveis de cinza. São analisados 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 similares. Na próxima etapa, o algoritmo classifica e segmenta os tecidos analisados através dos parâmetros encontrados, através de árvores de decisão [6].

O programa proposto por Oliveira et al utiliza ajustes de contraste das densidades ópticas 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 [7].

Zheng et al apresenta uma metodologia automática para quantificação de tecidos, os quais foram desenvolvidos 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 de seu trabalho é a quantificação da área de ar existente no interior dos pulmões em adultos [8].

Hangartner e Short utilizam uma metodologia para calcular a espessura e 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 [9].

Os trabalhos encontrados na literatura apresentam em sua grande maioria metodologias para segmentação e classificação de tecidos em pacientes adultos, tendo-se em vista que trabalhos sobre quantificação de tecidos são raros. Vale salientar que os poucos trabalhos existentes sobre quantificação de tecidos, são destinados a pacientes adultos e são considerados uma lacuna na literatura quando interessados a pacientes pediátricos. Dessa forma, este trabalho teve por objetivo desenvolver um algoritmo classificador e quantificador de tecidos, através de histogramas e do número de CT de estruturas anatômicas encontradas no livre caminho médio do feixe de raios-X. Esta classificação e quantificação foram realizadas a partir de exames tomográficos obtidos no formato DICOM.

Um estudo da quantificação da espessura média de tecidos biológicos se faz necessário, como uma medida preliminar, para a construção de fantasmas homogêneos pediátricos para região do tórax em recém nascidos e lactentes com faixa etária de 0 a 1 ano de vida. Estes fantasmas serão utilizados no processo de otimização de imagens pediátricas, em trabalhos futuros, já que estes pacientes são freqüentemente super-expostos à radiação e outros riscos emocionais e físicos em hospitais pediátricos devido a grande quantidade de exames radiográficos aos quais são submetidos e as repetidas tentativas de se obter imagens radiográficas consideradas de boa qualidade [10]. Estes exames são realizados dependendo das condições em que os recém nascidos e lactentes se encontram, como peso, idade gestacional e possíveis problemas respiratórios. Vale salientar que as crianças são consideradas 5 vezes mais radiosensíveis quando comparadas a adultos e idosos, motivo pelo qual deve haver uma maior atenção a realização de exames pediátricos no intuito de obter imagens de qualidade com doses tão baixas quanto exequíveis [11, [12].

Esta pesquisa está sendo desenvolvida como uma iniciação científica e conta com o apoio financeiro da FAPESP, processo 2007/06546-4; associada ao projeto de mestrado processo 2007/05869-4.

Capítulo II

2. Fundamentos teóricos

2.1 Tomografia computadorizada

O princípio de formação da imagem por tomografia computadorizada (CT) 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 [13, [14].

Na TC, são adquiridas informações relativas à fração de raios X atenuadas utilizadas no cálculo dos coeficientes de atenuação linear (μ), ao longo da trajetória do feixe [14, [15]. O valor de μ em cada unidade de volume (voxel) é representada por um elemento de imagem (pixel). O valor de cada pixel está associado um grau de enegrecimento, determinado pela composição, espessura de cada voxel e pela qualidade do feixe de raios X. O coeficiente de atenuação linear μ , pode ser medido através da equação 1, a qual expressa a atenuação exponencial da radiação [16, [17]:

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

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) dado em cm^{-1} e a espessura do voxel (x) dada em cm [16, [17].

Para a distinção de tecidos com diferentes coeficientes de atenuação linear utiliza-se o mesmo processo, todavia é necessária a incorporação de outras equações com informações adicionais, formando um sistema de equações possível e determinado. O sistema formado pelas equações (2, 3, 4 e 5) representa o sistema de projeções para 4 tipos diferentes de tecidos [13].

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

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

$$N_3 = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_3)x} \quad (4)$$

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

A partir deste sistema de equações, é possível calcular os coeficientes de atenuação lineares de 4 diferentes estruturas internas de um objeto ou de 4 diferentes tecidos em uma determinada região do corporal.

O grau de enegrecimento de cada pixel representa um valor de μ comparado com o coeficiente de atenuação linear da água, e é conhecido como número de TC, n_{TC} , ou coeficiente Hounsfield. O n_{TC} é calculado pela equação 6:

$$n_{TC} = k \frac{\mu_t - \mu_a}{\mu_a} \quad (6)$$

onde μ_t e μ_a são os coeficientes de atenuação linear do tecido e da água para uma determinada energia do feixe de raios X, respectivamente; 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 [13, [18].

Entretanto, não bastam apenas as projeções do feixe de raios X para a formação da imagem tomográfica. É necessária também a utilização de algum algoritmo matemático para a reconstrução desta imagem. Os algoritmos mais utilizados atualmente são os algoritmos de retroprojeção filtrada, que 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, responsáveis pelo borramento da retroprojeção simples; e os algoritmos por análise de Fourier bi-dimensional, 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 [17].

2.2 DICOM

O DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) é um padrão global usado nos hospitais no mundo inteiro. Sua estrutura atual, desenvolvida em 1993, é projetada assegurar a operabilidade dos sistemas usados a: Produzir, Armazenar, Apresentar, Processar, Enviar, Recuperar, Buscar e Copiar imagens médicas e documentos derivados, como também para controlar trabalhos relacionados [19].

Uma de suas funções é estabelecer um formato de arquivo para imagens médicas. Estes são compostos por duas partes distintas: um cabeçalho DICOM, e a imagem propriamente dita [19].

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 e etc. Essas informações são organizadas em grupos conhecidos como

Data Elements de um conjunto de dados (Data Set), mostrado na Figura 1, que são compostos por [20]:

- Tag: consiste num par de valores hexadecimal que identificam um tipo único de informação;
- Value Representation (VR): é uma informação opcional que serve para identificar o tipo de dados armazenado 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.

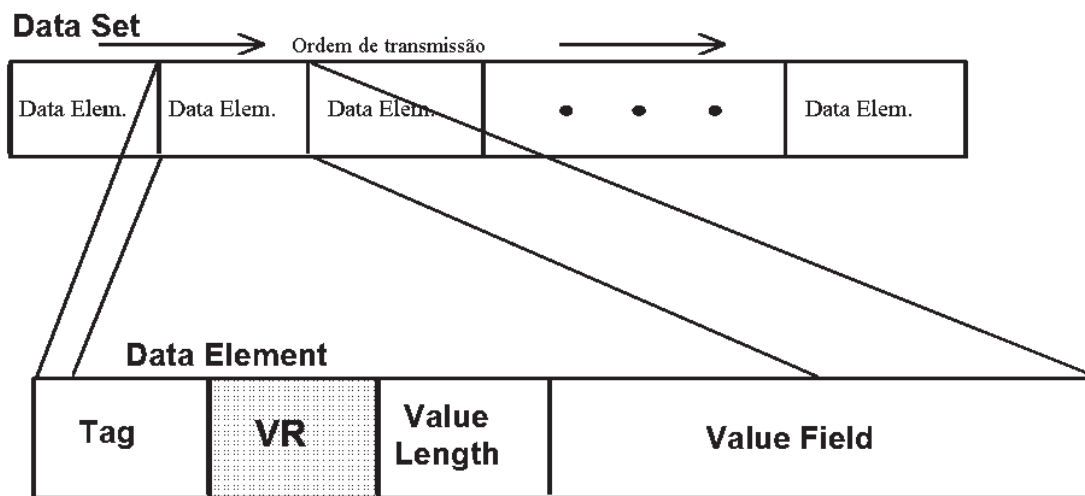


Figura 1: Conjunto de dados DICOM e estrutura dos elementos de dados.

2.3 Função gaussiana

As funções gaussianas têm a mesma forma geral: são curvas simétricas, têm um único pico e apresentam formato de sino. São também chamadas de *curvas Normais*. Estas curvas são caracterizadas por sua média μ , seu desvio padrão σ e sua amplitude A . A equação de uma função gaussiana ($g(x)$) é dada pela equação 7 [21, [22]:

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

A amplitude A é responsável pela magnitude de uma curva gaussiana, e é frequentemente utilizada como fator de normalização. A média está localizada no centro da curva simétrica e coincide com a mediana. Alterando apenas μ , 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 2 mostra duas curvas gaussianas com valores diferentes de σ . A curva com desvio padrão maior é a mais dispersa [22].

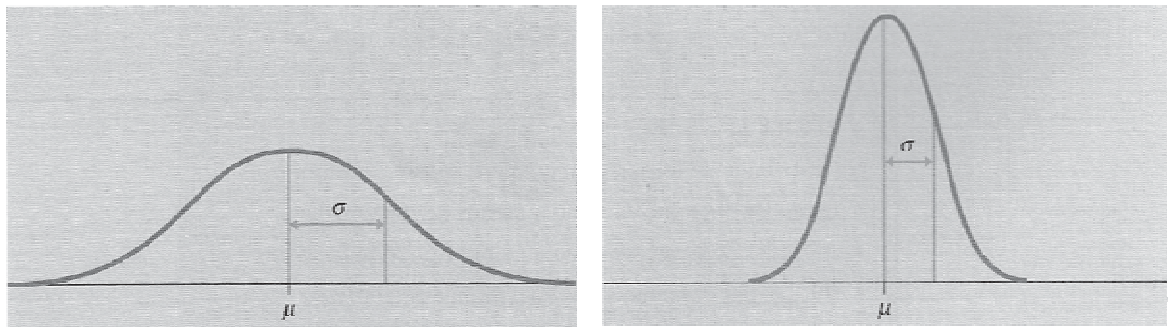


Figura 2: Duas curvas gaussianas, onde são mostradas a média μ e o desvio padrão σ [22].

2.4 Mathematica

Mathematica é uma linguagem de programação poderosa que permite a integração rigorosa de técnicas simbólicas, numéricas e gráficas. Este software pode ser usado como um sistema de visualização de gráficos e imagens; ambiente de programação compatível com diversas linguagens, ferramenta para cálculo utilizando linguagem numérica ou simbólica, dentre outras. Surgiu nos anos 80 e a primeira versão comercial foi feita por *Wolfram Research Inc.* em 1988 [23, [24].

O software pode ser dividido em dois elementos principais, ilustrados na Figura 3: o *Kernel*, responsável por todo o processamento matemático; e o *Front End* responsável pela interface de comunicação com o usuário [24].

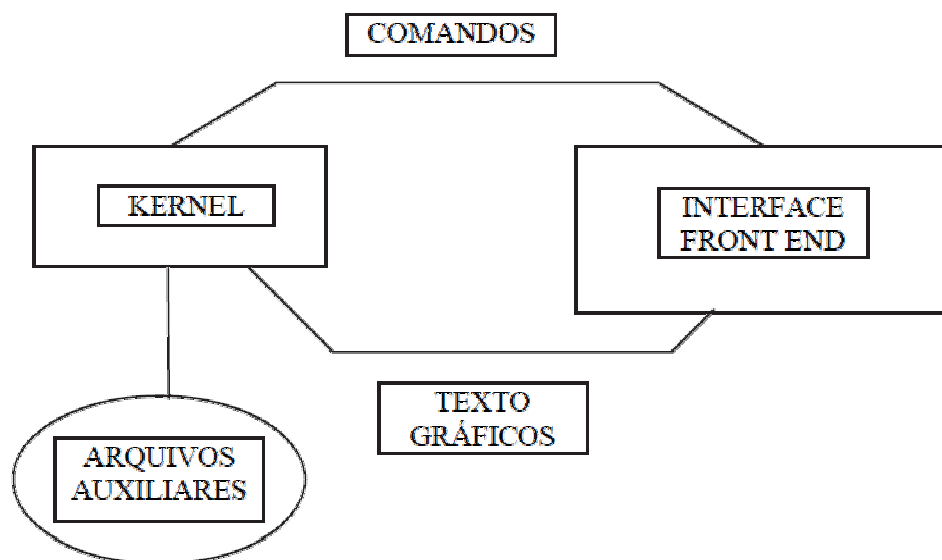


Figura 3: A estrutura do Mathematica.

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 é executado pela primeira vez, e são suficientes para a maioria das tarefas executadas.

O *Mathematica* possui ainda um grande quantidade de *Packages* disponíveis, necessários para a resolução de problemas específicos. Em casos excepcionais, podem ser adquiridos outros *Packages*, ou se necessário, estes desenvolvidos pelo próprio usuário [24].

2.5 MATSIM

O MATSIM (acrônimo de *Material Simulator*) é programa de conversão de filtros, escrito em Fortran, que executa o algoritmo de conversão de filtros utilizado por Jennings [25]. O MATSIM calcula a espessura do filtro de um determinado material a partir da espessura de outro material, através da comparação da transmissão do feixe de raios-X entre estes dois materiais, levando em consideração o espectro de raios-X de entrada, composição atômica e densidade dos materiais selecionados, e intervalo de energia onde se deseja efetuar o cálculo.

Capítulo III

3. Metodologia

3.1 Algoritmo

A metodologia deste estudo consiste no desenvolvimento de um algoritmo para a classificação e quantificação de tecidos biológicos a partir de imagens tomográficas no formato DICOM, 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. Esse algoritmo permitiu estimar a espessura média de tecidos biológicos existentes no tórax de um paciente pediátrico, na faixa etária de 0 a 1 ano de vida. A seguir essas espessuras foram convertidas em materiais simuladores, para a construção de fantasmas pediátricos [26].

A distinção entre tecidos biológicos em uma imagem tomográfica foi realizada a partir do número de CT da região anatômica de interesse. Cada tecido biológico possui um valor de número de CT central, ou número de CT de referência. Porém, devido a incertezas da formação da imagem (ruído quântico, ruído eletrônico, variações devido à reconstrução da imagem, dentre outras), este valor sofre desvios de seu valor central. Considerando imagens de um mesmo exame, este desvio será constante para cada tipo de tecido analisado. A Figura 4 apresenta um histograma hipotético de uma imagem tomográfica, e a Figura 5 a distribuição de seus tecidos constituintes

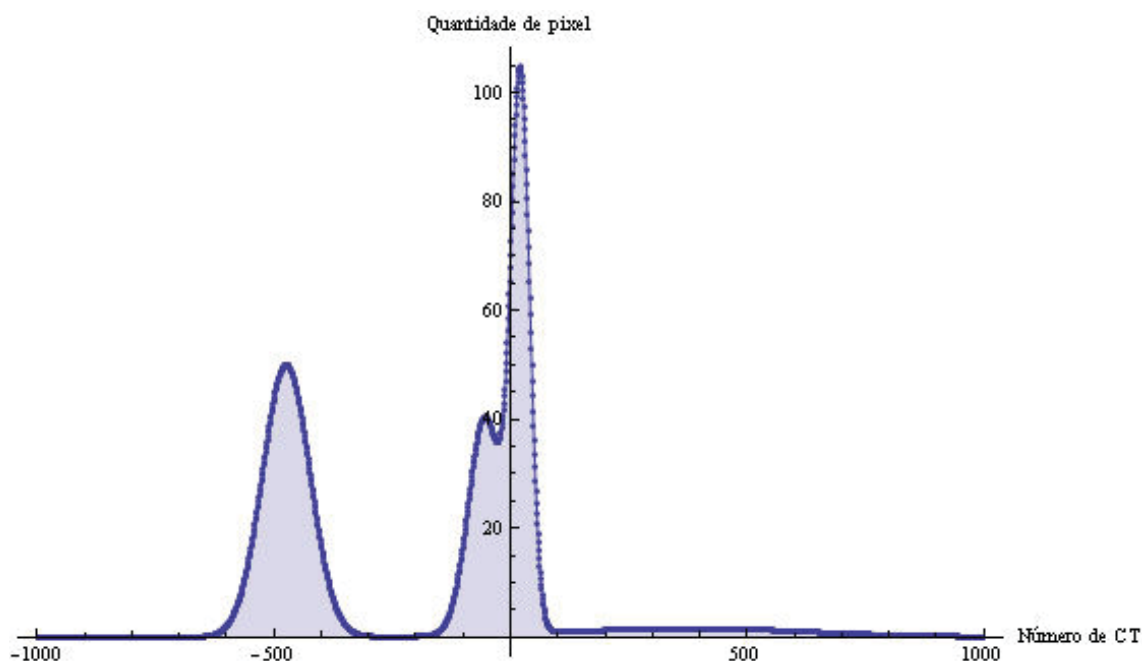


Figura 4: Histograma hipotético.

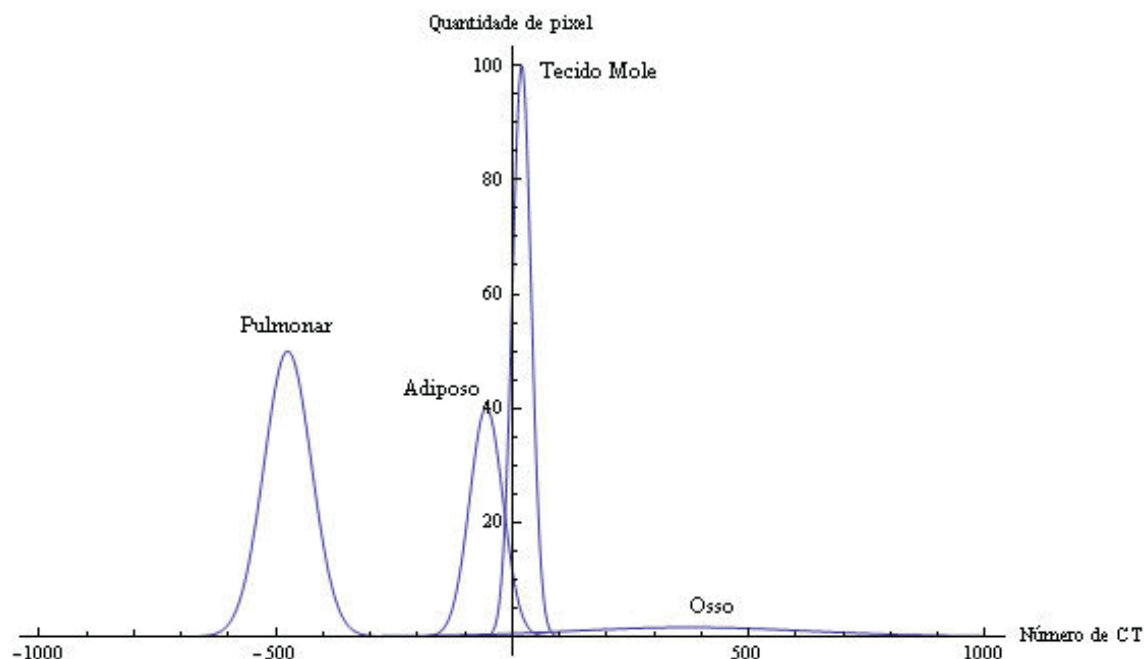


Figura 5: Tecidos constituintes do histograma da Figura 4.

No algoritmo desenvolvido neste estudo, a distinção entre os tecidos biológicos foi realizada através de histogramas de exames tomográficos, os quais apresentam a quantidade de pixels por número de CT, em: tecido ósseo (compacto e esponjoso), tecido mole (muscular, nervoso e conjuntivo), tecido adiposo e pulmonar (ar, bronquíolos e alvéolos).

Estes histogramas foram ajustados com base em funções gaussianas, as quais possibilitaram maior precisão no ajuste para os dados obtidos [27, [9]. Os ajustes foram feitos tomando como parâmetro o intervalo de número de CT 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. [28].

O algoritmo desenvolvido neste estudo foi desenvolvido e executado utilizando o aplicativo Mathematica 6.0. As tarefas executadas por esse algoritmo são apresentadas em um fluxograma, na Figura 6. 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 do paciente e do 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 envolvidos no paciente, etc); e estima os diâmetros Ântero-Posterior (DAP) e Látero-Lateral (DLL) do tórax. Isso permite que a espessura média dos pacientes, nas projeções estudadas, sejam calculadas e associadas às espessuras médias de materiais simuladores dos tecidos biológicos em estudo. A seguir, gera um histograma da imagem filtrada (número de pixels x intervalo de números de CT para cada tecido). Ao final deste processo, soma os histogramas de todas as imagens para a obtenção do histograma do exame. Este histograma é aproximado por uma soma de distribuições gaussianas, sendo que estas gaussianas representam os tecidos biológicos analisados (ósseo, mole, adiposo e ar). A área diretamente abaixo de cada distribuição gaussiana, apresentadas pelo histograma, representa a quantidade total de pixels para seu respectivo tecido biológico avaliado, considerando o número de CT de referência.

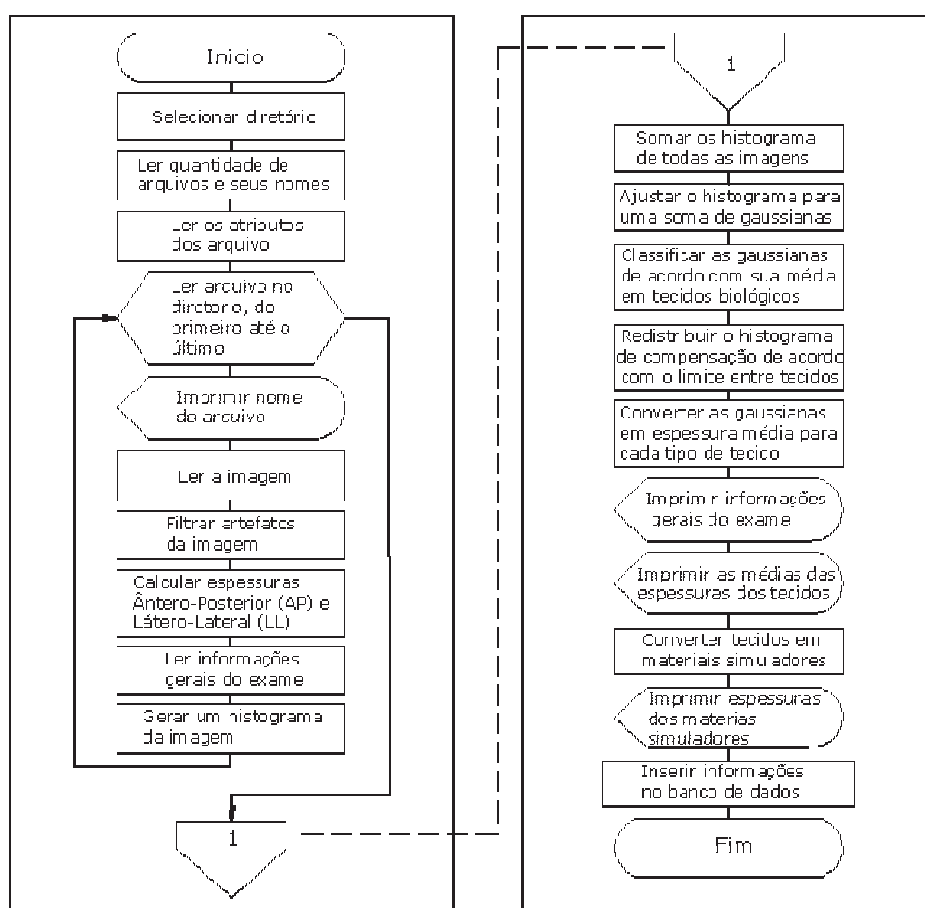


Figura 6: Fluxograma do algoritmo que converte espessura de tecidos biológicos em materiais simuladores pela análise de histograma.

A remoção das gaussianas do histograma do exame original gera um segundo histograma (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 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, pois deste modo a quantificação dos tecidos biológicos se torna mais coerente. Os limites dos intervalos de número de CT entre dois tecidos A e B são calculados pela equação 8:

$$L_{A,B} = \mu_A + \frac{(\mu_B - \mu_A) \cdot \sigma_A}{\sigma_A + \sigma_B} \quad (8)$$

Em que:

$L_{A,B}$: limite do intervalo de número de CT entre os tecidos A e B

μ_A : média do número de CT da distribuição gaussiana do tecido A

σ_A : desvio padrão dos números de CT da distribuição gaussiana do tecido A

μ_B : média do número de CT da distribuição gaussiana do tecido B

σ_B : desvio padrão dos números de CT da distribuição gaussiana do tecido B

Deste modo, a redistribuição 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 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 abaixo do limite do tecido mole com tecido ósseo;

As espessuras médias de cada tecido biológico analisado, então, são obtidas utilizando a equação 9:

$$espm = \frac{n_p \cdot A_p}{N \cdot DLL} \quad (9)$$

Em que:

$espm$: espessuras médias do tecido biológico analisado (em mm)

n_p : número de pixels do tecido biológico analisado (gaussiana + compensação)

A_p : Área do pixel (em mm²)

N: número de imagens do exame tomográfico

DLL: 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) são convertidas respectivamente em espessuras de materiais simuladores (alumínio, lucite e ar) 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, o qual é capaz de comparar as espessuras de materiais equivalente a partir de suas composições químicas, densidades físicas (g/cm³) e energia efetiva do feixe de raios X utilizada. Neste estudo foi considerado a energia efetiva do feixe de raios X em 70keV, sendo esta a energia efetiva para um feixe de raios X em equipamentos de tomografia computadorizada [29].

Todas as informações obtidas são então enviadas e armazenadas em um banco de dados, a partir do qual podem ser extraídas informações quanto a: “ID” (identificação para controle das imagens avaliadas no estudo), “kVp” (quilovoltagem de pico), “mA” (miliamperagem utilizada no tubo de raios-X), “Tempo de exposição”, “mAs” (produto da miliamperagem pelo tempo de exposição), “Espessura de corte”, “Idade” (apresentada em dias e meses), Espessuras médias dos tecidos biológicos e respectivos materiais simuladores, desvios percentuais nas espessuras e espessuras médias dos fantasmas nas projeções Ântero-Posterior (AP) e Látero-Lateral (LL) com respectivos desvios percentuais encontrados.

3.2 Validação

A verificação da funcionalidade do algoritmo, inicialmente, foi realizada utilizando imagens tomográficas de um fantoma de acrílico contendo água em seu interior, o qual é utilizado para fins de calibração do tomógrafo quanto aos números de CT da água e do acrílico [30]. A Figura 7 ilustra a imagem tomográfica do fantoma de acrílico (externo) e água (interno), utilizado para calibração dos números de CT [30] utilizado para calibração. O mesmo procedimento foi realizado para um fantoma dosimétrico cilíndrico, modelo 76-414 fabricado pela Cardinal Health; Marlborough, EUA utilizado para simular um exame de cabeça para um paciente adulto padrão [29]. A Figura 8 ilustra a imagem tomográfica do fantoma dosimétrico utilizados para simular um exame típico de cabeça.

As imagens tomográficas utilizadas nestes testes foram adquiridas em um tomógrafo helicoidal SCT-7000TS – Shimadzu Co.; Kyoto, Japão, pertencente ao setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu.



Figura 7: Corte axial tomográfico do fantoma de acrílico (externo) e água (interno) utilizado para calibração dos números de CT [30].

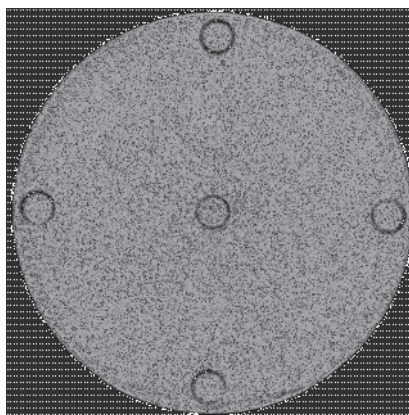


Figura 8: Corte axial tomográfico do fantoma dosimétrico modelo 76-414.

Pelo fato de não haver fantasmas antropomórficos pediátricos para a faixa etária em estudo, a validação do método, de fato, foi realizada utilizando imagens tomográficas do tórax do fantoma antropomórfico Alderson RANDO (Radiation Analog Dosimetry System), o qual simula um paciente adulto e padrão, através das espessuras médias dos tecidos, uma vez que as espessuras de tecidos biológicos e materiais simuladores, para o homem adulto e padrão, são conhecidas [31, [32].

A Figura 9 ilustra o fantoma antropomórfico Alderson RANDO.



Figura 9: Fantoma antropomórfico Alderson RANDO.

A finalização do processo de validação do método foi realizada aplicando todo o procedimento descrito até então em exames tomográficos de pacientes adultos e padrão, os quais possuem mesma idade e mesmo DAPs do RANDO.

Uma vez validado o procedimento de quantificação de tecidos, essa metodologia foi aplicada para pacientes pediátricos. Os exames utilizados foram de pacientes recém nascidos e lactantes, de tórax com faixa etária de até 1 ano de vida. Para tal, foram avaliados 97 exames tomográficos, os quais foram obtidos na rotina clínica de diferentes instituições especializadas em pacientes pediátricos. Estes exames foram classificados por faixas de DAPs por ser mais conveniente, pois a variação da quantidade de tecido por DAP é menor do que a variação pela idade na faixa etária em estudo, devido a diversos fatores, como estado nutricional da mãe durante a gravidez, período de amamentação da criança, dentre outros.

Capítulo IV

4. Resultados

Os resultados obtidos durante a verificação da funcionalidade do algoritmo estão ilustrados nas Figuras 10 e 11, as quais ilustram, respectivamente, os histogramas para o fantoma de acrílico e água e o fantoma dosimétrico (76-414), com os ajustes por funções gaussianas para a água (em amarelo) e para o acrílico (em vermelho). Estes histogramas mostram a classificação dos diferentes materiais a partir dos números de CT de referência encontrado para cada material analisado.

As tabelas 1 e 2 apresentam os resultados das quantificações, em área (cm^2), nominais calculadas, dos materiais existentes nestes fantasmas.

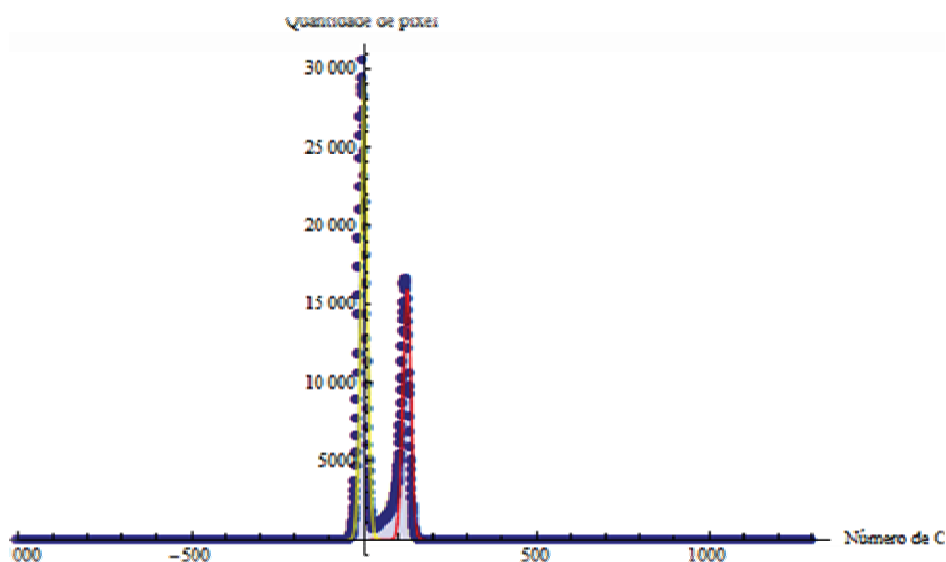


Figura 10: Histograma (em azul) do fantoma de acrílico e água ilustrando os ajustes por funções gaussianas para a água (em amarelo) e para o acrílico (em vermelho).

Tabela 1: Materiais utilizados e as respectivas áreas, em cm^2 , nominais e calculadas, através dos histogramas, para o fantoma de água e acrílico.

Materiais	Áreas (cm^2)		Erro relativo (%)
	Nominal (fantoma)	Calculada (histograma)	
Água	216,0	211,9	1,9
Acrílico	168,0	171,0	- 1,7

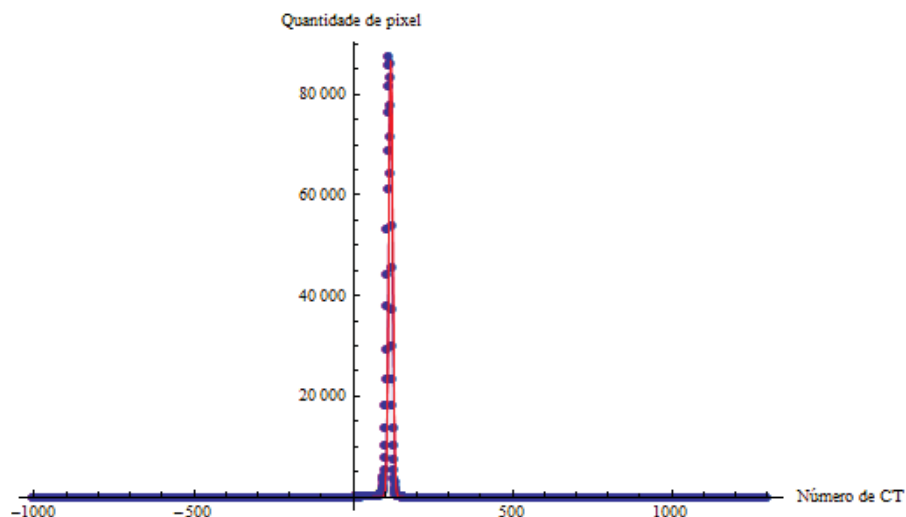


Figura 11: Histograma (em azul) do fantoma dosimétrico (76-414) ilustrando o ajuste por função gaussiana (em vermelho).

Tabela 2: Material utilizado e a respectivas áreas, em cm^2 , nominais e calculadas, através do histograma, para o fantoma dosimétrico de acrílico (76-414).

Materiais	Áreas (cm^2)		Erro relativo (%)
	Nominal (fantoma)	Calculada (histograma)	
Acrílico	211,2	211,1	0,1

Os resultados apresentados nas tabelas 1 e 2 mostram que o maior erro relativo encontrado foi de 1,9%, para a quantificação dos materiais constituintes do fantoma de acrílico e água, utilizado para calibração.

Os resultados obtidos para a validação do algoritmo desenvolvido estão ilustrados na figura 12, a qual ilustra o histograma para o fantoma antropomórfico (RANDO), ilustrando os ajustes por funções gaussianas para o simulador de tecido mole, resina epoxi, (em vermelho). Este histograma mostra a classificação dos diferentes materiais a partir dos números de CT de referência encontrado para cada material analisado.

A tabela 3 apresenta o resultado da quantificação para os simuladores constituintes do fantoma antropomórfico RANDO (Materiais), Espessura dos tecidos em mm (espessura (mm)) e as espessuras médias dos tecidos encontrados na literatura (Literatura (RANDO)).

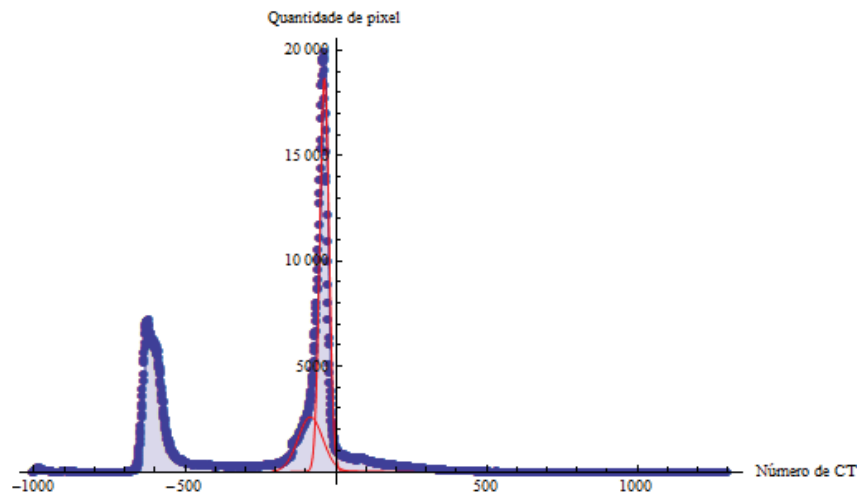


Figura 12: Histograma (em azul) para o fantoma antropomórfico RANDO ilustrando os ajustes por funções gaussianas para o simulador de tecido mole, resina epoxi, (em vermelho).

Tabela 3: Materiais simuladores constituintes do fantoma antropomórfico RANDO (Materiais), Espessura dos tecidos em mm (espessura (mm)) e as espessuras médias dos tecidos encontrados na literatura (Literatura (RANDO)).

Materiais	Espessura média (mm)	Espessura Literatura (RANDO)	Erro (%)
Ar	51,69	50,00	3,380
Resina Epoxi	73,24	74,00	1,027
Ósseo	13,30	17,00	21,76

Os resultados apresentados na tabelas 3 mostram erros relativos de até 21,76% para a quantificação em espessura (mm) do osso constituinte do RANDO. Vale salientar que este erro relativo encontrado para a quantificação do osso, embora seja alto, não significa erro da metodologia automática aplicada, pois dados encontrados na literatura revelam degradação dos ossos em até 30% após a morte do tecido [33].

A figura 13 ilustra o histograma obtido a partir das imagens tomográficas de um adulto padrão, ilustrando os ajustes por funções gaussianas para a região de tecido mole (em vermelho) e região de tecido adiposo (em amarelo).

A tabela 4 apresenta o resultado da quantificação par a espessuras (em mm) dos tecidos biológicos classificados e quantificados pelo algoritmo para o adulto padrão (tecidos) e seus respectivos materiais simuladores (simuladores) comparados aos encontrados na

literatura (Literatura (RANDO)). O total (tecido mole total) representa a soma do tecido adiposo com o tecido mole.

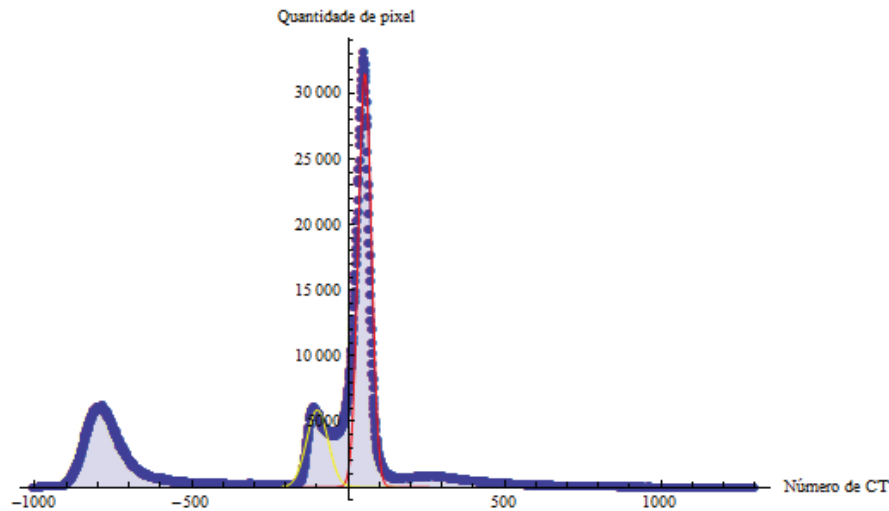


Figura 13: Histograma (em azul) para o Adulto Típico ilustrando os ajustes por funções gaussianas para a região de tecido mole (em vermelho) e região de tecido adiposo (em amarelo).

Tabela 4: Espessuras em milímetros dos tecidos biológicos classificados e quantificados pelo algoritmo para o adulto padrão (tecidos) e seus respectivos materiais simuladores (simuladores) comparados aos encontrados na literatura (Literatura (RANDO)).

Tecidos	Esp.média	Literat.	Erro%	Simuladores	Esp.média	Literat.	Erro(%)
Ar	69,07	50,00	38,14	Ar	69,07	50,00	38,14
Adiposo	24,80	-----	-----	Acrílico	18,51	-----	-----
Mole	48,20	-----	-----	Acrílico	69,75	-----	-----
Total	73,00	74,00	1,351	Acrílico	88,26	100,0	11,74
Osso	17,60	17,00	3,529	Alumínio	3,090	3,000	3,000

Os resultados apresentados na tabela 4 mostram que a maior discrepância encontrada entre as espessuras médias dos tecidos biológicos, e seus respectivos materiais simuladores, foi de 38,14% para o ar. Este fato não implica em erro de quantificação, mas em variações naturais do volume pulmonar em ciclos de inspiração e expiração, uma vez que esses resultados foram obtidos para o adulto vivo. Desta forma, o método utilizado para classificação e quantificação de tecidos biológicos pode ser validado.

Os resultados obtidos estão ilustrados nas figuras 14 e 15, as quais apresentam, respectivamente, os histogramas pediátricos obtidos a partir de exames realizados sem e com administração de contraste, e ajustes por funções gaussianas para tecidos moles (em vermelho) e tecidos adiposos (em amarelo).

As tabelas 5 e 6 apresentam o resultado da quantificação das espessuras médias de tecidos biológicos, existentes no livre caminho médio do feixe de raios X, e a conversão destas espessuras em seus respectivos materiais simuladores, respectivamente, separados por faixas de Diâmetros Ântero-Posterior (DAP), para espessuras médias de ar (Ar), Tecido mole total (Mole Tot.), Osso (Osso), Acrílico (Acr.), Alumínio (Al.) e seus respectivos desvios padrões, em porcentagem, (D.P. (%)) referente as espessuras médias dos tecidos biológicos.

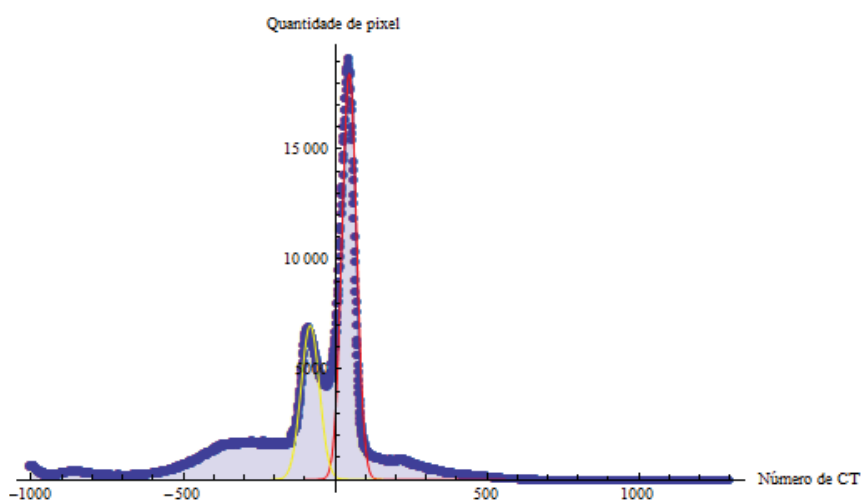


Figura 14: Histograma (em azul) de um exame tomográfico pediátrico, ilustrando os tecidos moles (em vermelho) e o tecido adiposo (em amarelo).

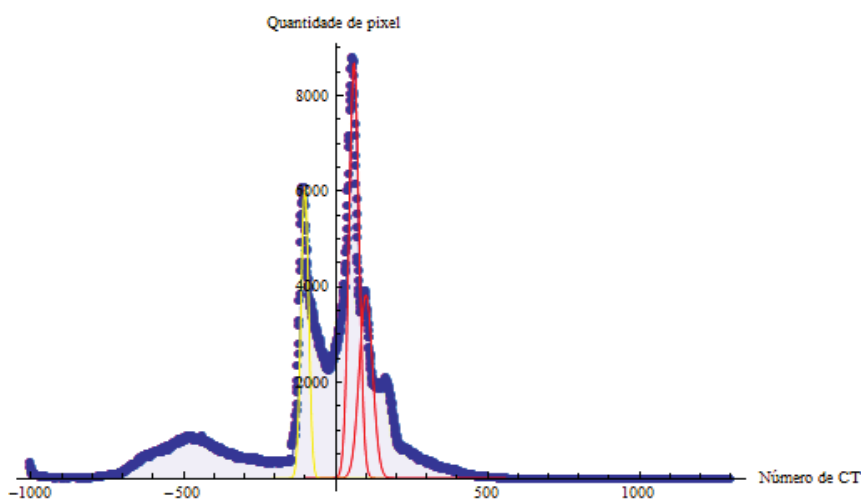


Figura 15: Histograma (em azul) de um exame tomográfico pediátrico, ilustrando os tecidos moles com contraste (em vermelho) e o tecido adiposo (em amarelo).

Tabela 5: Diâmetro Ântero-Posterior (DAP), espessuras médias de ar (Ar), Tecido mole total (Mole Tot.) e Osso (Osso), seus respectivos desvios padrões, em porcentagem, (D.P. (%)) e referente às espessuras médias dos tecidos biológicos.

DAP (mm)	Ar (mm)	D.P. (%)	Mole Tot. (mm)	D.P. (%)	Osso (mm)	Erro (%)
90 - 95	15,17	3,889	52,80	11,16	6,311	0,967
95 - 100	15,78	4,948	54,45	8,236	7,129	1,502
100 - 105	19,71	7,434	52,61	7,251	7,232	1,243
105 - 110	18,83	8,231	56,41	7,840	6,494	1,497
110 - 115	21,51	6,772	58,46	8,022	6,828	1,236
115 - 120	22,17	5,245	58,25	5,731	7,245	1,224
120 - 125	18,61	8,014	58,88	8,360	6,620	0,986

Tabela 6: Diâmetro Ântero-Posterior (DAP), espessuras médias de ar (Ar), Acrílico (Acr.), Alumínio (Al.) e seus respectivos desvios padrões, em porcentagem, (D.P. (%)) referente às espessuras médias dos materiais simuladores.

DAP (mm)	Ar (mm)	D.P. (%)	Acr. (mm)	D.P. (%)	Al. (mm)	D.P. (%)
90 - 95	15,17	3,889	66,08	15,32	1,10	0,210
95 - 100	15,78	4,948	68,31	11,23	1,24	0,329
100 - 105	19,71	7,434	64,53	10,41	1,26	0,271
105 - 110	18,83	8,231	71,16	12,51	1,30	0,334
110 - 115	21,51	6,772	70,68	10,45	1,19	0,267
115 - 120	22,17	5,245	70,27	8,557	1,26	0,272
120 - 125	18,61	8,014	71,80	8,431	1,15	0,217

Capítulo V

5. Discussão e Conclusão

Os resultados obtidos nesta pesquisa revelaram que as imagens tomográficas apresentam artefatos oriundos da geometria do objeto analisado. Estes efeitos podem ser visualizados como faixas de alta densidade de cinza (números de CT baixos) [13], observados ao se comparar imagens de objetos com bordas retas (paralelepípedos) e curvadas (cilindros), os quais estão ilustrados, respectivamente, nas figuras 7 e 8. Estes efeitos estão intimamente relacionados com alguns fatores de correção aplicados na imagem devido a não-homogeneidade do feixe de raios X e aos tamanhos e formas dos objetos a serem analisados no feixe de raios X [13]. Outro fator levado em consideração é o método de reconstrução da imagem utilizado, dentre eles, o método por análise de Fourier bi-dimensional e o método por retro-projeção filtrada os quais podem ser utilizados em combinações ou de forma isolada [18, [34, [35].

Estes fatores podem influenciar de forma negativa na análise e quantificação dos tecidos a partir dos histogramas, de forma a quantificar tecidos como falso-positivos.

Estes efeitos foram observados durante a verificação da funcionalidade do algoritmo desenvolvido neste estudo.

Os resultados ilustrados na figura 10 e apresentados na tabela 1 mostraram que o algoritmo quantificou os materiais (água e acrílico) com um erro relativo de (1,9% e -1,7%) respectivamente. A análise dos resultados ilustrados na figura 11 e apresentados na tabela 2 mostrou que o algoritmo apresenta um erro relativo de 0,1%, ao quantificar um objeto (fantoma dosimétrico 76-414) constituído por um único material. Vale ressaltar que as funções gaussianas ajustaram os dados quantificados com uma precisão de 96%.

O algoritmo, ainda que sofra a influencia dos efeitos de reconstrução da imagem, não apresenta dependência com o tipo de tomógrafo utilizado. Esta independência foi adquirida a partir da automatização na busca por números de CT em imagens tomográficas, dentro de um intervalo de confiança, obtido para cada tipo de material analisado [36, [37].

De fato, o processo de validação do algoritmo foi desenvolvido a partir de imagens tomográficas do fantoma antropomórfico Alderson RANDO e de um adulto padrão com mesma DAP e idade do RANDO [32]. Os resultados apresentados na tabela 3 e ilustrados no histograma da figura 12 mostraram que os materiais simuladores utilizados no RANDO foram quantificados com um erro relativo de até 21,76% para o osso, quando comparados com os resultados existentes na literatura [38, [26, [32]. A análise de tecidos vivos a partir de uma imagem tomográfica do adulto padrão mostrou, através da tabela 4, um erro relativo de até

38,2% para o ar e um erro relativo de 3% para o osso, quando comparado com os resultados esperados [31, [38].

O erro relativo encontrado na espessura média de ar não representa de fato um erro, e sim uma variação natural que ocorre no volume pulmonar de pacientes vivos, devido aos movimentos de inspiração e expiração. Vale ainda salientar que a espessura média de ar não interfere de forma significativa na atenuação do feixe de raios X, pois o mesmo possui coeficiente de atenuação mássico com magnitude 3 vezes menor quando comparado ao tecido ósseo [39]. O erro relativo encontrado na quantificação do osso vivo é 6 vezes menor quando comparado ao erro relativo encontrado na quantificação do osso existente no RANDO. Essa diferença significativa entre as espessuras de ossos é atribuída a composição dos ossos trabeculares entre o paciente vivo e o RANDO. O tecido ósseo trabecular em pacientes vivos é rico em tecido hematopoiético, minerais e cálcio [40], materiais estes inexistentes no fantoma antropomórfico [32]. Além disso, existe uma desmineralização natural em até 30% tanto dos ossos trabeculares como dos ossos corticais após a morte do tecido [33].

Dessa forma, o método utilizado para classificação e quantificação de tecidos pode ser considerado validado a partir dos resultados obtidos para o RANDO e para o paciente adulto e padrão.

As espessuras médias de tecidos biológicos e seus respectivos materiais simuladores estão apresentados nas tabelas 5 e 6. Estes resultados mostram que um mesmo fantoma homogêneo poderá simular pacientes com distintas faixas de DAP, já que variações em espessura de até 6mm de acrílico e 0,3mm de alumínio não influenciam de forma significativa na resposta sensiométrica do sistema tela-filme para a energia do feixe de raios X utilizada na rotina clínica [38].

Capítulo VI

6. Referências

- [1] J.E. Gray, N.T. Winkler, J. Stears, e E.D. Frank, “Quality Control in Diagnostic Imaging”, Baltimore University, Park Press, 1983.
- [2] American National Standards Institute (ANSI), “Method for the sensitometry of medical X-ray screen-film-processing systems”. PH2/43, New York. 1982.
- [3] Robert A. Drebin, Loren Carpenter, Pat Hanrahan, Volume rendering, Proceedings of the 15th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, p.65-74, June 1988.
- [4] Nandini Shrinidhi; David R. Haynor, Yanqun Wang, Dawn B. Jorgenson, Gust H. Bardy, Yongmin Kim. An Efficient Tissue Classifier for Building Patient - Specific Finite Element Models from X-Ray CT Images. **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING**, v. 43, n. 3, pp. 333 – 337, March 1996.
- [5] M Kalinin, D S Raicu, J Furst, D S Channin, “A classification Approach for anatomical regions segmentation”, IEEE Int. Conf. on Image Processing, 2005
- [6] Ruchaneewan Susomboon, Daniela Stan Raicu, Jacob Furst. Pixel-Based Texture Classification of Tissues in Computed Tomography. IEEE Int. Conf. on Image Processing, 2005
- [7] Dário A B Oliveira, M P Albuquerque, M M G Macedo, M P Albuquerque, D R Pina, S Duarte. CALIBRAÇÃO DE APARELHOS DE RAIOS-X EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA DE CRÂNIO E TÓRAX. In: CMNE/CILAMCE, APMTAC, Portugal, 2007
- [8] Bin Zheng, Joseph K. Leader, Jessica M. McMurray, Sang Cheol Park, Carl R. Fuhrman, and David Gur, Frank C. Sciurba. Automated detection and quantitative assessment of pulmonary airways depicted on CT images. **Med. Phys.** 2007;34(7); 2844-2852
- [9] Thomas N. Hangartner, David F. Short. Accurate quantification of width and density of bone structures by computed tomography. **Med. Phys.** (2007): 34 (10); 3777-3784
- [10] C I Armpilia, I A J Fife, P L Croasdale. Radiation dose quantities and risk in neonates in a special care baby unit. **The British Journal of Radiology**, v.75, pp. 590 - 595, 2002
- [11] Shonit Punwani;et al, Jie Zhang, Warren Davies, Rebecca Greenhalgh, Paul Humphries. Paediatric CT: the effects of increasing image noise on pulmonary nodule detection. **Pediatr Radiol** (2008) 38:192–201
- [12] E Vano, D Martinez, J M Fernandez, J M Ordiales, C Prieto, A Floriano, J I Ten. Paediatric entrance doses from exposure index in computed radiography. **Phys. Med. Biol.** 53 (2008) 3365–3380

- [13] Computed Tomography. In: Curry TS, Dowdey, J.E., Murray, R.C. Christensen's physics of diagnostic radiology 4th ed, Philadelphia, Pa: Lee & Febiger, 1990. 19, 289 - 321
- [14] Pina, D.R, ET all, Barbosa, S.D, GuilhardiNeto, T, Morceli, J, Carbi, E.D.O, Souza, R.T.F, Neto, A.C, Ribeiro, S.M. Controle de Qualidade em Equipamentos de Tomografia Computadorizada. **Radiol Bras.** 2009;42(3):171–177.
- [15] Daros, Kellen Adriana Curci. Avaliação das doses de radiação X em exames pediátricos de tomografia computadorizada de crânio com base em estudo de otimização. São Paulo, São Paulo, 2005.
- [16] The Interaction of Ionizing Radiation with Matter: Linear Attenuation coefficient and Exponential Attenuation. In: Johns, H. D.; Cunningham, J. R. **The Physics of Radiology**. 3^o edition. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1971. 5, 134-137
- [17] Attenuation. In: Curry TS, Dowdey, J.E., Murray, R.C. Christensen's physics of diagnostic radiology 4th ed, Philadelphia, Pa: Lee & Febiger, 1990. 5, 70-87
- [18] Computed Tomography Image Formation. In: Perry Sprawls, Jr. Physical Principles of Medical Imaging 2th ed, Gaithersburg, Pa: Medical Physics Publishing, Madison, 1995. 23, 343-359
- [19] DICOM Standard parts - National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Disponível em:<<http://medical.nema.org/medical/dicom/2008/>>. Acesso em 22 de março de 2009
- [20] Correa, B S P M. Adicionando mobilidade ao processamento de imagens médicas. Dissertação de Mestrado em Sistemas de Computação, Instituto Militar de Engenharia, 66p, 2008.
- [21] Appendix I: The Gaussian Probabilty Distribution. In: Russel K. Hobbie and Bradley J. Roth. **Intermediate Physics for Medicine and Biology**. 4o Edition. Springer Science+Business Media, LLC, 1997. 10, 454 – 457.
- [22] As Distribuições Normais. In: Moore D S. A Estatística Básica e Sua Prática. 3^o edition, Rio de janiero. LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A. 2005, p51-66.
- [23] Gass, R. Mathematica for Scientists and Engineers: Using Mathematica to Do Science, 1st ed, Upper Saddle River, Nj: Prentice Hall PTR , 1997.
- [24] Silveira, F A R. Utilização do Mathematica como ferramenta de apoio ao ensino de matemática. Dissertação de Mestrado em Informática, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 129p, 1998.

- [25] Robert J. Jennings A method for comparing beam-hardening filter materials for diagnostic radiology, *Med. Phys.* 15, 588 (1988), DOI:10.1118/1.596210
- [26] Pina, D.R.; Duarte, S.B.; GhilardiNetto, T.; Morceli J. Phantom development for radiographic image optimization of chest, skull and pelvis examination for nonstandard patient. **Applied Radiation and Isotopes** n. 67, pp. 61–69, 2008
- [27] 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, ANDINOVISION 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>.
- [28] Ajuste de funções não-lineares - Método de Gauss: Algumas Aproximações In: Otaviano Helene.; Método dos Mínimos Quadrados. 1ª edição. Livraria da Física, 2006. 7, 63-67
- [29] K. A. Jessen a, *, P. C. Shrimpton b, J. Geleijns c, W. Panzer d, G. Tosi. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. **Applied Radiation and Isotopes** (1999): 50; 165-172
- [30] 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.
- [31] Pina, D. R., etall; Duarte, S. B.; Ghilardi, Netto T. Trad, C. S.; Brochi, M. A. C. and Oliveira, S. C. de. Optimization of standard patient radiographic images for chest, skull and pelvis exams in conventional x-ray equipment. **Phys. Med. Biol.** n. 49, pp. 215– 226, 2004
- [32] P C Shrimpton, B F Wall and E S Fisher.The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. **Phys. Med. Biol.**, v. 26. n.1, pp.133-139, 1981
- [33] Rho, J.Y, Hobotho, M.C, Ashman, R.B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human boné. *Med.Eng. Phys.* (1995):17(5);347-355
- [34] Two-Dimensional Image Reconstruction from Projections by Fourier Transform: Images. In: Russel K. Hobbie and Bradley J. Roth. *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. 4th ed. Springer Science+Business Media, LLC, 1997. 12.4, 331-332
- [35] Reconstruction from Projections by Filtered Back Projection: Images. In: Russel K. Hobbie and Bradley J. Roth. *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. 4th ed. Springer Science+Business Media, LLC, 1997. 12.5, 332-335

- [36] Wilfried Schneider, Thomas Bortfeld and Wolfgang Schlegel. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. **Phys. Med. Biol.** 45 (2000) 459–478.
- [37] Troiano, M. Visualização de regiões de ativação cerebral por FMRI sobre volumes multimodais. Dissertação de Mestrado em Informática, Universidade Federal do Paraná, 89p, 2004
- [38] Pina, D.R., et al.; 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** n.64, Elsevier, pp. 1623–1630, 2006
- [39] Mass attenuation Coefficients, Mass energy-Transfer Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients for Photon interaction in vários media, in cm²/g. In: Frank Hebert Attix. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. 1^o edition, Weinheim. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA. 2004, Appendix D3, 560-561
- [40] Absorption of Calcium, Phosphorus and Magnesium In: B. E. C. Nordin. Calcium, Phosphate and Magnesium Metabolism. 1st edition, Churchill Livingstone, 1977. 2, 36-112