

**Leandro Alves Neves**

**MODELAGEM COMPUTACIONAL DAS  
ESTRUTURAS TORÁDICAS, PULMONARES E  
SIMULAÇÃO DE SUAS IMAGENS  
RADIOGRÁFICAS**

DEDALUS - Acervo - EESC



31100052162

Tese apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de doutor em Engenharia Elétrica.



Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Annie France Frère Slaets

São Carlos  
2005

TESE EESC ✓

3845

31190052162

T 139/05

1446218

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento  
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

N514m

Neves, Leandro Alves

Modelagem computacional das estruturas torácicas,  
pulmonares e simulação de suas imagens radiográficas /  
Leandro Alves Neves. -- São Carlos, 2005.

Tese (Doutorado) -- Escola de Engenharia de São  
Carlos-Universidade de São Paulo, 2005.

Área: Engenharia Elétrica.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Annie France Frère Slaets.

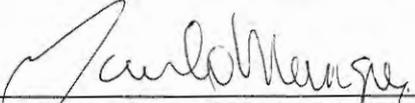
1. Modelagem computacional. 2. Simulação radiográfica.
  3. Estruturas pulmonares. 4. Doenças pulmonares.
- I. Título.

**FOLHA DE JULGAMENTO**

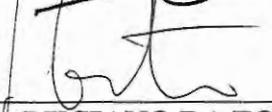
Candidato: Tecnólogo **LEANDRO ALVES NEVES**

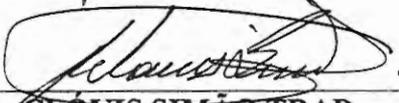
Tese defendida e julgada em 28-03-2005 perante a Comissão Julgadora:

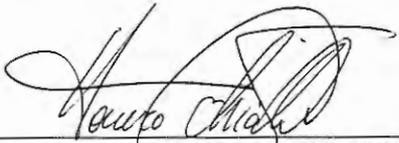
  
\_\_\_\_\_  
Prof. Titular **ANNIE FRANCE FRERE SLAETS (Orientadora)**  
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP) aprovado

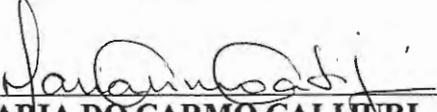
  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. **PAULO MAZZONCINI DE AZEVEDO MARQUES**  
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP) Aprovado

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Titular **FERNÃO STELLA DE RODRIGUES GERMANO**  
(Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação/USP) aprovado

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Associado **LUCIANO DA FONTOURA COSTA**  
(Instituto de Física de São Carlos/USP) APROVADO

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. **CLOVIS SIMÃO TRAD**  
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP) aprovado

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Associado **HOMERO SCHIABEL**  
Vice-Coordenador em Exercício do Programa de Pós-Graduação  
em Engenharia Elétrica

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Titular **MARIA DO CARMO CALIJURI**  
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

À Fundação de Amparo à Pesquisa do  
Estado de São Paulo – FAPESP, pelo apoio  
financeiro, processo número 01/06490-2.

Aos meus pais, Nelson e Aparecida, pelo amor e pelas dificuldades que enfrentaram para tornar este sonho em realidade, estando sempre presentes em todos os momentos da minha vida.

À Claudine, minha esposa e amiga, pelo amor, carinho, apoio e pela alegria que recebo todos os dias, tornando minha vida mais bela e ajudando no meu crescimento interior.

Amo vocês!

## AGRADECIMENTOS

- À Profa. Dra Annie France Frère Slaets, pela orientação, amizade, paciência e ensinamentos valiosos que recebi nesses anos que estivemos juntos;
- Ao Dr. Augusto Voltaire, pela enorme colaboração em todas as etapas deste trabalho;
- Ao Prof. Dr. Márcio Alexandre Marques, pela oportunidade, confiança, colaboração e incentivos dispensados para realização deste trabalho;
- Ao Prof. Dr. Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques, pela ajuda na avaliação das imagens;
- Ao Dr. Clóvis Simão Trad e ao Dr. José Antônio H. Rodrigues, do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, por terem participado da avaliação dos resultados;
- Ao Prof. Dr. Fernão Germano do ICMC-USP pelas discussões valiosas sobre este trabalho;
- Aos amigos do CHOPi pela amizade;
- Aos amigos Henrique, Irita, Nana, Marcia, Silvia, Vivian, Marzan, Barreiro, Amate, Clayton, Luiz, Hamilton e Silvio pelo apoio nos momentos mais difíceis;
- Aos funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica da EESC que contribuíram direta ou indiretamente;
- Aos familiares, Lizandra, Gustavo, Jeancarlo, Fabiana, Gabriela, Kátia, Samir, Orlando e Margarida, por todo apoio e carinho;
- Aos amigos não mencionados, pelo apoio que recebi em todas as etapas deste trabalho.

E principalmente a DEUS, pela vida, saúde e oportunidade de realizar este sonho!

Obrigado!

## RESUMO

NEVES. L. A. (2005). *Modelagem Computacional das Estruturas Torácicas, Pulmonares e Simulação de suas Imagens Radiográficas*. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos (2005).

A eficiência tanto dos sistemas de aquisição das imagens radiográficas, quanto dos sistemas de apoio ao diagnóstico (SAD) é averiguada atualmente por meio de fantasmas ou imagens selecionadas pelo pesquisador, prejudicando a confiabilidade de avaliação. Neste trabalho é proposto um algoritmo, implementado em linguagem C, para modelar as estruturas torácicas e pulmonares, flexível suficiente para representar as variações anatômicas e algumas doenças, além de simular suas imagens radiográficas. As estruturas, representadas por cilindros e esferas, são construídas pela técnica de sobreposição de camadas, sendo que uma camada pode ser entendida como uma fatia do objeto tridimensional. A caixa torácica é modelada utilizando pontos de controle interpolados por função B-Splines. As dimensões dos ramos aéreos e das artérias são calculadas a partir da distribuição de fluxo dos ramos pais para os ramos filhos e das características anatômicas dos pacientes. Um abscesso pulmonar é simulado interrompendo o crescimento dos ramos ao redor de uma região e adotando para essa área densidade radiológica específica. Nos padrões intersticiais, o processo inflamatório é representado aumentando a espessura das paredes dos cilindros que simulam os bronquíolos. Os resultados obtidos, avaliados por três especialistas, apresentam características compatíveis com anatomias reais e simulam adequadamente diferentes doenças pulmonares. O algoritmo também permitiu variar os contrastes radiológicos e as particularidades anatômicas, tornando o modelo mais completo do que os encontrados na literatura especializada. Essa versatilidade e nível de representação permitem verificar a influência dos parâmetros radiológicos, das características morfométricas e dos estágios da doença tanto sobre a qualidade das imagens, quanto sobre o desempenho dos SAD.

Palavras-chave: Modelagem Computacional; Simulação Radiográfica; Estruturas Pulmonares; Doenças Pulmonares.

## ABSTRACT

NEVES, L. A. (2005). *Computational Modeling of Thoracic Structures, Pulmonary and Simulation of their Radiographic Images*. Ph.D. Thesis – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos (2005).

The efficiency of systems for radiographic images acquisition, as well as for computer aided diagnosis (CAD) is verified currently by means of phantoms or images selected by the researcher, damaging the reliability of the evaluation. In this work an algorithm, which was implemented in C-language, is proposed to model the thoracic and pulmonary structures. This algorithm is flexible enough to represent anatomical variations and even some diseases, being capable of simulating their radiographic images. The structures, represented by cylinders and spheres, are built by the overlapping layers method, where a layer can be understood as a slice of the three-dimensional object. The thoracic box is modeled using control points interpolated by a B-Splines function. The dimensions of airways and arteries branches are calculated based on the flow distribution from parents to sibling branches, as well as on the patients' anatomical characteristics. A pulmonary abscess is simulated by interrupting the growth of the branches around a region and considering a specific radiological density for this area. The inflammatory process is represented in the interstitial patterns by an increase in the thickness of the cylinders walls which simulate the bronchioles. The results obtained, evaluated by three specialists, present characteristics compatible with real anatomies and simulate adequately different pulmonary diseases. The algorithm also permitted to vary the radiological contrasts and the anatomical particularities, becoming the most complete model among those found in the specialized literature. This versatility and the degree of representation allow the verification of the influence of radiological parameters, morphometric peculiarities and stage of the diseases on the quality of the images, as well as on the performance of the CAD.

Keywords: Computational modeling; Radiographic simulation; Pulmonary structures; Pulmonary diseases.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1 – Representação anatômica do esterno, vértebras torácicas, arcos costais, escápulas e clavículas. Fonte: Higashida (2001). .....6
- Figura 2.2 – Representação do esterno com o manúbrio, corpo, processo xifóide e as incisuras, nas quais se inserem a clavícula e os sete primeiros arcos. Fonte: Sobotta (1993). .....8
- Figura 2.3 – Representação esquemática da escápula com suas faces, bordas e ângulos. (a) vista anterior; (b) vista posterior. Fonte: Sobotta (1993). .....9
- Figura 2.4 – Disposição das vértebras torácicas com seus discos intervertebrais (em azul) e a disposição dos 12 arcos costais. Fonte: Higashida (2001). ..... 10
- Figura 2.5 – Localização do diafragma com suas cúpulas direita e esquerda. Fonte: Higashida (2001). .....11
- Figura 2.6 - Traquéia, brônquios e pulmões; bronquíolo terminal, bronquíolo respiratório, dutos alveolares, sacos alveolares e alvéolos. Fonte Spence (1991). .....12
- Figura 2.7 –Esquematização mostrando a localização do tecido intersticial, alvéolo e capilar. Fonte: Irwin e Tecklin (1994). .....13
- Figura 2.8 – Componentes do interstício pulmonar: (1) – periférico, que é composto da pleura visceral e de septos; (2) - axial, com tecido conjuntivo formando revestimento de grandes brônquios e vasos sanguíneos; (3) - septal ou parede alveolar, ocasionalmente denominado tecido conjuntivo parenquimatoso. Fonte: Groskin (1997). .....14
- Figura 2.9 – Esquema das estruturas torácicas que se projetam nas regiões pulmonares. Fonte: Tarantino (1997). .....20
- Figura 2.10 – Tórax normal visto de frente: 1 - Traquéia; 2 - Brônquio principal direito; 3 - Brônquio principal esquerdo; 4 - Artéria pulmonar esquerda; 5 - Veia do lobo superior direito; 6 - Artéria pulmonar direita; 7 - Veia do lobo inferior direito e médio; 8 - Arco aórtico; 9 - Veia cava superior. 10 - Aurícula direita; 11 - Ventrículo esquerdo; 12 - Seio cardio-frênico direito; 13 - Seio costo-frênico direito; 14 - Primeiro arco; 15 - Clavícula; 16 - Escápulas. Fonte: Tarantino (1997). .....20
- Figura 3.1 – Modelo simulado com a aplicação de todas as regras e com os melhores parâmetros encontrados pelos autores. Fonte: Kitaoka et al. (1999). .....26
- Figura 3.2 – Vista Anterior do pulmão obtido após combinar a simulação das ramificações de cada lobo pulmonar. Fonte: Tawhai et al. (2000). .....27
- Figura 3.3 – A imagem (a) representa todos os caminhos do labirinto; a imagem (b) representa as conectividades existentes e as imagens de (c) a (e) representam as paredes alveolares. Fonte: Kitaoka et al. (2000). .....29
- Figura 3.4 – Imagem (a) representa um ácino através de cubos com lados de 0,5 mm; imagem (b) representa uma fatia de 0,02 mm de espessura e, a imagem (c) e (d), representam todas as ramificações existentes dentro dos ácinos. Fonte: Kitaoka et al. (2000). .....29

Figura 3.5 – Pulmão simulado considerando vias aéreas (cor branca), artérias (cor vermelha) e veias pulmonares (cor azul). Fonte: Kitaoka (2002). .....	30
Figura 3.6 – Projeção tomográfica do pulmão simulado. Fonte: Kitaoka (2002). .....	31
Figura 3.7 – Simulação de imagens patológicas. Há uma esfera de 8 mm de diâmetro em (a); (b) nódulo de 5 mm de diâmetro; nódulo de 20 mm de diâmetro. Fonte: Kitaoka (2002). .....	31
Figura 4.1 – Disposição de cada ponto de controle do primeiro arco à direita. ....	37
Figura 4.2 – Representação dos doze arcos à direita após considerar o espaço intercostal. ....	37
Figura 4.3 – Delineamento dos arcos costais à direita após considerar os percentuais de aumento. ....	38
Figura 4.4 – Delineamento do segundo arco após alterações no valor do espaço intercostal. ....	39
Figura 4.5 – Delineamentos dos arcos 8, 9 e 10 após alterar os pontos 8°_A_D_5, 9°_A_D_1 e 10°_A_D_1. ....	40
Figura 4.6 – Delineamentos dos arcos 10 e 11 após alterar seus pontos de controle. ....	41
Figura 4.7 – Esquematização mostrando a disposição dos pontos de controle do manúbrio. ....	42
Figura 4.8 – Esquematização mostrando a disposição dos pontos de controle do corpo do esterno. ....	43
Figura 4.9 – Esquematização mostrando a disposição dos pontos de controle do processo xifóide. ....	44
Figura 4.10 – Representação do esterno em relação aos arcos costais. ....	44
Figura 4.11 – Disposição dos pontos de controle da clavícula e o delineamento proporcionado. ....	45
Figura 4.12 – Localização dos pontos de controle da escápula à direita com o delineamento proporcionado. ....	47
Figura 4.13 - Escápulas posicionadas em relação à clavícula e aos arcos costais. ....	47
Figura 4.14 – Disposição dos pontos de controle do diafragma com o delineamento proporcionado. ....	48
Figura 4.15 – Localização dos pontos de controle da pele com o delineamento proporcionado. ....	49
Figura 4.16 – Borda Anterior à Direita. (a) disposição dos pontos de controle; (b) localização da borda em relação às demais estruturas torácicas. ....	51
Figura 4.17 – Borda Posterior à Direita. (a) disposição dos pontos de controle; (b) localização da borda em relação às demais estruturas torácicas. ....	52
Figura 4.18 – Borda Anterior à Esquerda. (a) disposição dos pontos de controle; (b) localização da borda em relação às demais estruturas torácicas. ....	54
Figura 4.19 – Borda Posterior à Esquerda. (a) disposição dos pontos de controle; (b) localização da borda em relação às demais estruturas torácicas. ....	55

Figura 4.20 – Esquematização mostrando o ponto de divisão da traquéia, as localizações dos brônquios com a configuração estabelecida nas Tabelas 4.18, hemitórax direito, e 4.19, hemitórax esquerdo.....	56
Figura 4.21 – Esquematização mostrando a distância entre o término do ramo, $P_0$ , e a borda pulmonar, $P_1$ .....	63
Figura 4.22 – Elemento formado pela técnica de sobreposição de camadas. ....	67
Figura 4.23 – Representação das estruturas superpostas.....	68
Figura 4.24 – Técnica de sobreposição de camadas. (a) mapa de camadas no plano (x,y); (b) mapa de espessuras no plano (y,z) para $x=100$ . ....	68
Figura 4.25 – Diagrama em blocos do algoritmo principal.....	73
Figura 4.26 - Diagrama em blocos do algoritmo que preenche as estruturas com uma espessura.....	74
Figura 4.27 – Diagrama em blocos do algoritmo que representa a árvore brônquica, as ramificações aéreas e as arteriais.....	76
Figura 4.28 – Esquematização mostrando a disposição de cada parede, formando um hexágono que representa um retículo.O ponto inicial da primeira parede é o término da última parede.....	77
Figura 4.29 – Diagrama em Blocos do algoritmo que representa o padrão reticular, retículo-nodular e nodular. ....	78
Figura 4.30 – Diagrama em blocos do programa que representa o abscesso pulmonar..	79
Figura 4.31 – Diagrama em blocos do programa que calcula a imagem radiográfica do pulmão simulado. ....	80
Figura 5.1 – Modelo Torácico 1 simulado sem a presença do esterno, diafragma e pele. ....	85
Figura 5.2 – Modelo Torácico 1 simulado com o esterno, porém, sem a presença das vértebras torácicas, diafragma e pele. ....	85
Figura 5.3 – Modelo Torácico 1 simulado sem a pele e com a presença do diafragma..	85
Figura 5.4 – Modelo Torácico 1 simulado evidenciando somente a pele. ....	85
Figura 5.5 – Mapa de camadas do Modelo Torácico 1 em que as cores representam mais ou menos camadas sobrepostas. O vermelho numa extremidade para 255 camadas e o azul escuro na outra quando não existe nenhuma informação. ....	86
Figura 5.6 – Modelo Torácico 1 simulado após reduzirmos 3,5 cm dos comprimentos das clavículas.....	87
Figura 5.7 – Modelo Torácico 1 simulado após acrescentarmos 1 cm aos diâmetros dos arcos costais e clavículas.....	87
Figura 5.10 – Modelo Torácico 2 simulado sem a presença do diafragma e da pele.....	88
Figura 5.11 – Modelo Torácico 2 simulado com o diafragma. ....	88
Figura 5.12 – Modelo Torácico 2 evidenciando somente a pele.....	89

- Figura 5.13 – Mapa de camadas do Modelo Torácico 2 em que as cores representam mais ou menos camadas sobrepostas. O vermelho numa extremidade para 255 camadas e o azul escuro na outra quando não existe nenhuma informação.....89
- Figura 5.14 – Bordas Pulmonares Anteriores representando as silhuetas: 1 - botão aórtico; 2 - arco médio, 3 - ventrículo esquerdo; 4 - átrio direito; 5 - veia cava superior; 6 - ângulo cárdio-frênico direito; 7 - ângulo cárdio-frênico esquerdo; 8 - ângulo costo-frênico direito; 9 - ângulo costo-frênico esquerdo; 10 - cúpula diafragmática direita; 11 -cúpula diafragmática esquerda. (a) obtidas do Modelo Torácico 1; (b) obtidas do Modelo Torácico 2.....90
- Figura 5.15 – Bordas Pulmonares Posteriores. (a) obtidas do Modelo Torácico 1; (b) obtidas do Modelo Torácico 2.....91
- Figura 5.16 – Vias aéreas simuladas com ramos representados até os bronquíolos terminais. (a) Modelo Pulmonar 1; (b) Modelo Pulmonar 2.....92
- Figura 5.17 – Vias aéreas simuladas com ramos representados até os bronquíolos respiratórios. (a) Modelo Pulmonar 1; (b) Modelo Pulmonar 2.....93
- Figura 5.18 – Mapas de camadas dos modelos pulmonares considerando ramos até os bronquíolos terminais. (a) Modelo Pulmonar 1 (Figura 5.16 (a)); (b) Modelo Pulmonar 2 (Figura 5.16 (b)). .....94
- Figura 5.19 – Ramificações arteriais simuladas com limiar médio de diâmetro de 0,9 mm. (a) Modelo Pulmonar 1; (b) Modelo Pulmonar 2. ....95
- Figura 5.20 – Mapas de camadas das ramificações arteriais até os bronquíolos terminais. (a) Modelo Pulmonar 1; (b) Modelo Pulmonar 2.....96
- Figura 5.21 – Ramificações aéreas (cor preta) e arteriais (cor vermelha) simuladas até os ramos com 2,5 mm de diâmetros. ....97
- Figura 5.22 – Simulação das ramificações aéreas e arteriais com limiares de 0,6 mm de diâmetros, considerando a caixa torácica somente com os arcos costais e as vértebras torácicas. (a) Modelo Completo 1; (b) Modelo Completo 2. ....98
- Figura 5.23 – Simulação das ramificações aéreas e arteriais com limiares de 0,6 mm de diâmetros, considerando a caixa torácica com os arcos costais, as vértebras torácicas e o diafragma. (a) Modelo Completo 1; (b) Modelo Completo 2. ....99
- Figura 5.24 – Mapas de Camadas representados pela soma dos mapas de camadas das estruturas torácicas e pulmonares. (a) Modelo Completo 1; (b) Modelo Completo 2. ....100
- Figura 5.25 – Simulações radiográficas do Modelo Completo 1 considerando a pele. (a) com 35 kVp e 6 mAs; (b) 85 kVp e 8 mAs.....101
- Figura 5.26 – Simulações radiográficas com 70 kVp e 5 mAs. (a) Modelo Completo 1; (b) Modelo Completo 2. ....101
- Figura 5.27 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs do Modelo Completo 1 considerando o padrão nodular.....102
- Figura 5.28 – Regiões do lobo superior direito seleccionadas do Modelo Completo 1. (a) com o padrão nodular; (b) sem a doença.....103

- Figura 5.29 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs do Modelo Completo 1 considerando o padrão reticular. ....104
- Figura 5.30 – Regiões selecionadas do lobo superior direito do Modelo Completo 1. (a) com o padrão reticular; (b) sem a doença. ....104
- Figura 5.31 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs do Modelo Completo 1 considerando o padrão retículo-nodular. ....105
- Figura 5.32 – Regiões selecionadas do lobo superior esquerdo do Modelo Completo 1. (a) com o padrão retículo-nodular; (b) sem a doença. ....106
- Figura 5.33 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs do Modelo Completo 1 considerando um abscesso pulmonar no segmento anterior do lobo superior esquerdo. ....107
- Figura 5.34 – Região selecionada do pulmão esquerdo do Modelo Completo 1 com o abscesso pulmonar. ....107
- Figura 5.35 - Modelo anatômico apresentado por Atlas de anatomia. Fonte: Higashida (2001). ....110
- Figura 5.36 – Modelo Torácico 3 simulado. ....110
- Figura 5.37 – Sobreposição do Modelo Torácico 3 sem as escápulas no modelo anatômico de Higashida (2001), mostrando diferenças entre: os tamanhos dos arcos, setas com a cor azul; os contornos dos arcos, setas com a cor preta; a altura da junção dos arcos com o esterno, setas com a cor vermelha; as vértebras torácicas, setas com a cor verde; o contorno e a junção do décimo arco, setas com a cor amarela. ....111
- Figura 5.38 – Ramificações do Modelo Torácico 1 em que as artérias estão identificadas com a cor vermelha. A região selecionada para comparação está marcada em azul. ....112
- Figura 5.39 – Modelos mostrando que os ramos arteriais fazem o mesmo percurso que as vias aéreas. (a) região do lobo superior direito do modelo que simulamos, sendo que identificamos as artérias com a cor vermelha; (b) ramo aéreo e arterial de um pulmão real apresentada por Yaegashi e Takahashi (1994). ....112
- Figura 5.40 – Modelos computacionais. (a) Tawhai et al. (2000); (b) Kitaoka (2002). 113
- Figura 5.41 – Simulação das estruturas do Modelo Torácico 3. (a) vias aéreas e ramos arteriais; (b) arcos costais, vértebras torácicas, diafragma e ramificações pulmonares. ....113
- Figura 5.42 – Modelos Pulmonar e Completo 1 considerando os valores apresentados na Tabela 5.11. (a) arcos costais, vértebras torácicas e vias aéreas pulmonares; (b) vias aéreas modeladas com limiar médio de 1 mm; (c) simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs. ....122
- Figura 5.43 – Modelos Pulmonar e Completo 2 considerando os valores apresentados na Tabela 5.11. (a) arcos costais, vértebras torácicas e vias aéreas pulmonares; (b) vias aéreas modeladas com limiar médio de 1 mm; (c) simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs. ....123

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Classificação das Doenças Intersticiais Pulmonares.....	15
Tabela 4.1 – Formato seguido para identificar os pontos de controle das estruturas torácicas.....	36
Tabela 4.2 – Valores das coordenadas (x,y) dos 5 pontos de controle do primeiro arco costal à direita.....	36
Tabela 4.3 – Percentuais para cada arco costal à direita em relação ao diâmetro do tórax definido para o 6°_A_D.....	38
Tabela 4.4 – Percentual (%) do espaço intercostal a ser acrescentado em cada ponto de controle do segundo arco à direita.....	39
Tabela 4.5 – Configuração das coordenadas do 5° ponto de controle dos arcos oito, nove e dez.....	40
Tabela 4.6 – Percentuais, dos espaços intercostais a serem adicionados as coordenadas (y) de cada ponto do undécimo e duodécimo arcos à direita. N.U. – ponto de controle não utilizado na representação.....	41
Tabela 4.7 – Configuração dos pontos de controle do manúbrio.....	42
Tabela 4.8 – Configuração dos pontos de controle do corpo do esterno.....	43
Tabela 4.9 – Configuração dos pontos de controle do processo xifóide.....	44
Tabela 4.10 – Configuração dos pontos de controle da clavícula à direita.....	45
Tabela 4.11 – Configuração dos pontos de controle da escápula à direita.....	46
Tabela 4.12 – Configuração dos pontos de controle do diafragma.....	47
Tabela 4.13 – Configuração dos 13 pontos de controle da pele.....	49
Tabela 4.14 – Configuração dos 22 pontos de controle da Borda Anterior à Direita.....	50
Tabela 4.15 – Configuração dos 19 pontos de controle da Borda Posterior à Direita.....	51
Tabela 4.16 – Configuração dos 22 pontos de controle da Borda Anterior à Esquerda.....	53
Tabela 4.17 – Configuração dos 19 pontos de controle da Borda Posterior à Esquerda.....	54
Tabela 4.18 – Configuração estabelecida para determinar os pontos iniciais e finais dos brônquios principal, lobares e segmentares do hemitórax direito, bem como da traquéia. B. – brônquio; P – principal; L – lobo; S – segmento.....	57
Tabela 4.19 – Configuração estabelecida para os pontos iniciais e finais dos brônquios principal, lobares e segmentares do hemitórax esquerdo, onde: B. – brônquio; P – principal; L – lobo; D. – divisão; S – segmento.....	58
Tabela 4.20 – Nomes das estruturas pulmonares e, marcado com um X, as bordas que limitam o crescimento das respectivas ramificações.....	60
Tabela 4.21 – Razão entre os diâmetros das estruturas pulmonares e o da caixa torácica que proporciona resultados adequados.....	61
Tabela 4.22 – Estruturas e materiais que escolhemos para representá-las, a partir da ICRU-44 (1999).....	70

Tabela 4.23 – Composições e densidades dos materiais que escolhemos para representar as estruturas. Essas composições são estabelecidas pela <i>ICRU-44</i> (1999). .....	70
Tabela 5.1 – Dimensões para o tórax, arcos costais, clavículas, vértebras torácicas, esterno, escápulas, diafragma e pele, definindo o Modelo Torácico 1. ....	84
Tabela 5.2 – Dimensões para o tórax, arcos costais, clavículas, vértebras torácicas, esterno, escápulas, diafragma e pele, definindo o Modelo Torácico 2. ....	88
Tabela 5.3 – Valores utilizados para simular os Modelos pulmonares 1 e 2, sendo que os limiares são dados em milímetros. ....	91
Tabela 5.4 – Tempos médios para modelagem das estruturas e simulação das imagens radiográficas. ....	108
Tabela 5.5 – Modificações das dimensões do Modelo Torácico 1, definindo o Modelo Torácico 3. ....	109
Tabela 5.6 – Média do número de divisões da traquéia até as vias aéreas terminais; média $d_1/d_0 + d_2/d_0$ ; média dos ângulos (expressos em graus) para os Modelos Pulmonares 1 e 2 e apresentados por Horsfield e Cumming (1967), assim como a diferença, percentual, entre eles. ....	115
Tabela 5.7 – Comprimentos dos ramos modelados e dos apresentados por Horsfield et al. (1971) e a diferença, percentual, entre eles. ....	116
Tabela 5.8 – Médias dos números e diâmetros dos bronquíolos terminais, dos bronquíolos respiratórios para os modelos simulados e para trabalhos encontrados na literatura, onde: os diâmetros são expressos em milímetros; B.T. – bronquíolo terminal; B.R. – bronquíolo respiratório; M.P. – Modelo Pulmonar. ....	117
Tabela 5.9 – Imagens utilizadas na avaliação por especialistas. ....	118
Tabela 5.10 – Resultado da avaliação das estruturas por especialistas. ....	119
Tabela 5.11 – Modificações que realizamos nos percentuais de aumento dos arcos costais. ....	121

# SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1.....</b>	<b>1</b>
<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1 - <i>Objetivos da Pesquisa</i> .....	1
1.2 - <i>Motivação e Justificativas</i> .....	1
1.3 - <i>Resumo das Contribuições deste Trabalho</i> .....	4
1.4 - <i>Organização da Tese</i> .....	4
<b>CAPÍTULO 2.....</b>	<b>6</b>
<b>CONCEITOS TEÓRICOS - ANATOMIA DAS ESTRUTURAS TORÁCICAS.....</b>	<b>6</b>
2.1 - <i>Caixa Torácica</i> .....	6
2.1.1 - <i>Tecidos Moles da Parede Torácica – a Pele</i> .....	7
2.1.2 - <i>Esterno</i> .....	7
2.1.3 - <i>Clavículas</i> .....	8
2.1.4 - <i>Escápulas</i> .....	8
2.1.5 - <i>Vértebras Torácicas e Arcos Costais</i> .....	9
2.1.6 - <i>Diafragma</i> .....	11
2.2 - <i>Anatomia das Estruturas Pulmonares</i> .....	11
2.2.1 - <i>Pulmões e Ramificações da Árvore Brônquica</i> .....	11
2.2.2 - <i>Interstício Pulmonar</i> .....	13
2.3 - <i>Doenças</i> .....	14
2.3.1 - <i>Doenças Intersticiais Pulmonares</i> .....	14
2.3.2 - <i>Classificação e Patogênese das DIPs</i> .....	15
2.3.3 - <i>Padrão Intersticial</i> .....	16
2.3.4 - <i>Abscesso Pulmonar</i> .....	17
2.4 - <i>Análise de uma Radiografia de Tórax</i> .....	18
<b>CAPÍTULO 3.....</b>	<b>21</b>
<b>CONTEXTUALIZAÇÃO.....</b>	<b>21</b>
3.1 - <i>Modelagem das Vias Aéreas</i> .....	21
3.2 - <i>Modelagem dos Ácidos</i> .....	28
3.3 - <i>Simulação de Imagens Tomográficas</i> .....	30
3.4 - <i>Modelagem de Curvas e Superfícies</i> .....	32
<b>CAPÍTULO 4.....</b>	<b>34</b>
<b>METODOLOGIA.....</b>	<b>34</b>
4.1 - <i>Determinação dos Modelos Anatômicos</i> .....	34
4.2 - <i>Cálculo das Estruturas da Caixa Torácica</i> .....	34
4.2.1 - <i>Parâmetros Configuráveis para Modelar Diferentes Caixas Torácicas</i> .....	35
4.2.2 - <i>Identificação dos Pontos de Controle das Estruturas Torácicas</i> .....	35

4.2.3 – Determinação dos Pontos de Controle dos Arcos Costais à Direita .....	36
4.2.3.1 - Segundo Arco Costal .....	38
4.2.3.2 – Oitavo, Nono e Décimo Arcos Costais .....	39
4.2.3.3 – Undécimo e Duodécimo Arcos Costais .....	40
4.2.4 – Determinação dos Pontos de Controle do Esterno .....	41
4.2.4.1 - Manúbrio .....	42
4.2.4.2 – Corpo do Esterno .....	43
4.2.4.3 - Processo Xifóide .....	44
4.2.5 - Determinação dos Pontos de Controle da Clavícula à Direita .....	45
4.2.6 – Determinação dos Pontos de Controle da Escápula à Direita .....	46
4.2.7 - Determinação dos Pontos de Controle do Diafragma .....	47
4.2.8 - Determinação dos Pontos de Controle da Pele .....	48
4.2.9 - Determinação das Bordas Pulmonares .....	49
4.2.9.1 – Borda Anterior à Direita .....	50
4.2.9.2 - Borda Posterior à Direita .....	51
4.2.9.3 - Borda Anterior à Esquerda .....	52
4.2.9.4 - Borda Posterior à Esquerda .....	54
4.2.10 - Determinação das Vértébras Torácicas e Discos Intervertebrais .....	55
4.3 – <i>Determinação de Estruturas Pulmonares Compatíveis com as Dimensões das Caixas Torácicas</i> .....	56
4.3.1 – Determinação das Bordas para os Brônquios Segmentares .....	60
4.3.2 – Diâmetros da Traquéia, dos Brônquios Principais, Lobares e Segmentares .....	61
4.3.3 – Cálculo das Dimensões das Ramificações Pulmonares .....	62
4.3.3.1 – Diâmetros das Vias aéreas .....	62
4.3.3.2 – Ângulos de Bifurcação das Vias aéreas .....	62
4.3.3.3 – Comprimentos das Vias aéreas .....	63
4.3.3.4 – Cálculo das Ramificações das Artérias Pulmonares .....	64
4.4 – <i>Aplicações – Simulações de doenças</i> .....	64
4.4.1 – Configurações Anatômicas .....	64
4.4.2 – Configurações Utilizadas para os Padrões das Doenças Intersticiais Pulmonares .....	65
4.4.2.1 – Configurações Individuais do Padrão Reticulo-nodular .....	66
4.4.2.2 - Configurações Individuais do Padrão Reticular .....	66
4.4.2.3 - Configurações Individuais do Padrão Nodular .....	66
4.4.3 – Configurações Utilizadas para o Abscesso Pulmonar .....	66

4.5 – Representação das Estruturas .....	67
4.6 – Visualização das Estruturas Simuladas.....	69
4.7 – Determinação dos Parâmetros para Simular as Imagens Radiográficas das Estruturas .....	69
4.7.1 – Espectros de Raios X.....	69
4.7.2 - Coeficientes de Atenuação.....	69
4.8 - Descrição dos Algoritmos.....	72
4.8.1 - Algoritmos para Modelar a Caixa Torácica.....	72
4.8.1.1 - Descrição do Algoritmo Principal .....	72
4.8.1.2 - Algoritmo 2 - Preenche as Estruturas com uma Espessura.....	73
4.8.2 - Algoritmo para Modelar as Estruturas Pulmonares .....	74
4.8.3 - Algoritmo para Simular os Padrões Intersticiais Pulmonares.....	77
4.8.4 - Algoritmo para Simular o Abscesso Pulmonar.....	79
4.8.5 – Algoritmo para Simular a Imagem Radiográfica .....	79
4.9 – Métodos Utilizados para Validação dos Resultados .....	81
4.9.1 – Questionário Utilizado para Avaliação das Imagens Simuladas....	82
<b>CAPÍTULO 5.....</b>	<b>84</b>
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>84</b>
5.1– Simulação da Caixa Torácica – Modelo Torácico 1 .....	84
5.1.1 – Modificações .....	86
5.2 – Visualização das Bordas Pulmonares dos Modelos Torácicos 1 e 2 .....	90
5.3 – Simulação das Estruturas Pulmonares.....	91
5.3.1 – Ramificações Arteriais .....	94
5.4 – Simulações dos Modelos Completos.....	97
5.5 – Simulações Radiográficas.....	100
5.6 – Simulação das Doenças Pulmonares.....	102
5.6.1 – Simulação do Padrão Nodular.....	102
5.6.2 – Simulação do Padrão Reticular .....	103
5.6.3 – Simulação do Padrão Retículo-Nodular .....	105
5.6.4 – Simulação do Abscesso Pulmonar .....	106
5.7 – Tempo para Modelagem das Estruturas e Simulação das Imagens .....	108
5.8 - Comparações e Discussões.....	108
5.8.1 – Comparações Qualitativas.....	108
5.8.1.1 - Estruturas Torácicas Simuladas com Modelos Anatômicos .....	108
5.8.1.2 – Ramos Arteriais Simulados com Estruturas Reais.....	111
5.8.1.3 - Comparações com Modelos Computacionais.....	112
5.8.2 – Comparações Quantitativas dos Modelos Simulados com Dados Anatômicos.....	114

5.8.2.1 –Número de Divisões dos Ramos, Ângulos e Valores Médios .....	114
5.8.2.2 – Comprimentos .....	115
5.8.2.3 – Bronquíolos Terminais e Respiratórios .....	116
5.8.3 – Avaliação das Simulações por Especialistas .....	118
<b>CAPÍTULO 6.....</b>	<b>124</b>
<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>124</b>
<i>6.1 – Sugestões para Trabalhos Futuros .....</i>	<i>126</i>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>127</b>

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 - Objetivos da Pesquisa

Esta pesquisa tem como propósito desenvolver um modelo computacional das estruturas torácicas e pulmonares, com recursos para representar as variações anatômicas e suas imagens radiográficas em função das diversas técnicas de exposição, assim como algumas doenças pulmonares.

### 1.2 – Motivação e Justificativas

A pneumologia evoluiu de maneira notável com as aplicações das técnicas radiológicas no estudo das doenças dos pulmões. A radiografia do tórax é um dos primeiros procedimentos adotados pelos médicos para o diagnóstico de enfermidades pulmonares. No entanto, a exatidão e a confiabilidade desse diagnóstico são influenciadas pela qualidade da imagem que o sistema produz, sendo que a caixa torácica dificulta, e muitas vezes, oculta, a visualização das doenças.

Nesse contexto, existem programas de garantia de qualidade dos sistemas radiológicos, cuja principal finalidade é a obtenção de imagens suficientes para proporcionar um diagnóstico médico confiável, submetendo o paciente à menor quantidade de radiação possível. Para alcançar esse objetivo, os resultados do controle de qualidade deveriam mostrar ao radiologista a imagem da estrutura que ele quer radiografar, com a nitidez e o contraste que o seu sistema deveria produzir. Para evidenciar a qualidade das imagens, foram comercializados, ou desenvolvidos por laboratórios de pesquisas, fantasmas do pulmão com alumínio, lucite e resinas sintéticas,

que representam algumas propriedades das estruturas anatômicas. Porém, devido às características desses materiais não serem iguais às dos tecidos humanos, eles não conseguem representar a árvore brônquica com todas as suas ramificações e suas variações anatômicas, ou mesmo com suas reais propriedades de absorção dos raios X.

Para minimizar as dificuldades provocadas pela superposição das estruturas dentro do tórax, existem os Sistemas de Apoio ao Diagnóstico (SAD). Esses sistemas são programas de computador que têm como objetivo auxiliar o médico na resolução de algum tipo de problema e na elaboração de um diagnóstico. Os sistemas de Apoio ao Diagnóstico tentam imitar o raciocínio do médico através de técnicas de análise de decisões, a fim de elaborar um raciocínio automático e tirar conclusões lógicas, como induções e deduções. Entretanto, o desempenho dos SAD no diagnóstico de doenças pulmonares é altamente dependente das imagens sobre as quais eles são aplicados. Muitos pesquisadores encontram taxas de acerto altas porque trabalham com imagens cuidadosamente pré-selecionadas. Na literatura, existem propostas para que a avaliação de novos sistemas seja feita utilizando um banco de imagens único, porém, isso apresenta diversos problemas técnicos. Um banco de imagens pulmonares simuladas por computador, resolveria a maioria dos problemas existentes, principalmente no que diz respeito à aquisição e digitalização com sistemas diferentes. Considerando que imagens fáceis e difíceis de serem analisadas sempre existirão, independentemente dos métodos utilizados, é necessário que o banco de imagens utilizado para desenvolver novos métodos de auxílio ao diagnóstico seja suficientemente flexível para ser mudado conforme a necessidade da prática clínica ou mesmo dos casos clínicos que se pretende examinar.

Uma solução viável, com as facilidades oferecidas nos últimos anos pela informática, é a modelagem computacional das estruturas torácicas e pulmonares. A modelagem computacional pode ser entendida como uma técnica que aplica a computação às diferentes áreas do conhecimento, permitindo simular as situações em que testar, medir ou compreender um fenômeno é inviável ou tem custos elevados. Existem dois tipos de modelos virtuais, os que são visualmente representativos e os que são visualmente e anatomicamente representativos (KITAOKA, 2002).

No primeiro tipo, o órgão é reconstruído a partir de imagens tridimensionais, obtidas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética de um caso real, sendo aplicado principalmente no treinamento e planejamento cirúrgico. Esse tipo representa apenas estruturas macroscópicas, como aquelas desenvolvidas por Bradley et

al. (1997); Hunter e Borg (2003); Tawhai e Burrowes (2003); Tawhai et al. (2004). No entanto, por não permitir controlar todos os parâmetros e por não considerar detalhes anatômicos, esse modelo é limitado, principalmente para representar doenças.

O segundo tipo é aquele em que o modelo considera detalhes anatômicos visíveis ou não, possibilitando a representação de doenças em diferentes estágios. Uma importante característica desse segundo tipo é o controle de todos os parâmetros das estruturas.

Procurando oferecer um modelo com essas características, Tawhai et al. (2000) modelaram as vias aéreas pulmonares, porém, sua desvantagem é que a organização espacial dos ramos não apresenta aspecto natural. Os autores justificam essa falha pela falta de regras mais complexas para calcular as dimensões dos ramos. Já Kitaoka apresentou vários trabalhos, onde modela as vias aéreas (KITAOKA et al., 1999) e os ácinos (KITAOKA et al., 2000). O modelo de vias aéreas relaciona as dimensões dos ramos com a distribuição de fluxo, simulando estruturas parecidas com as dos pulmões reais. No entanto, a primeira desvantagem desse algoritmo é que ele não representa as variações anatômicas existentes entre os indivíduos, ou seja, o modelo considera apenas uma estrutura anatômica, com os parâmetros específicos estipulados pelos autores. A segunda é que se um ramo encontra as bordas dos órgãos, por exemplo, o coração, seu crescimento é interrompido, não representando corretamente as ramificações desta parte. Quanto à representação dos ácinos, Kitaoka et al. (2000) modelam essas estruturas como se fossem cubos. Entretanto, segundo Hansen e Ampaya (1975), os ácinos são constituídos pelos bronquíolos terminais, bronquíolos respiratórios, dutos alveolares, sacos alveolares e alvéolos, que apresentam formas geométricas diferentes.

Após a modelagem das estruturas pulmonares, Kitaoka (2002) simula suas imagens tomográficas considerando a caixa torácica e um carcinoma, porém, o autor não descreve a metodologia utilizada para modelar as estruturas torácicas, as ramificações arteriais e venosas. Pelas características das imagens é possível observar que as estruturas torácicas foram apenas delineadas e que o carcinoma é representado com esferas superpostas ao modelo inicial.

Neste trabalho procuramos modelar a caixa torácica e as estruturas pulmonares, proporcionando um modelo suficientemente flexível para representar as variações anatômicas. Consideramos o abscesso de pulmão, por ser uma doença comum em pessoas com precários hábitos de higiene, má nutrição, focos sépticos dentários e especialmente problemas com alcoolismo (TARANTINO, 1997). Consideramos ainda,

alguns padrões das Doenças Intersticiais Pulmonares (DIPs), porque a detecção e a avaliação dessas doenças em estágios iniciais são consideradas tarefas difíceis pelos radiologistas, pela complexidade e variação dos padrões existentes nesse grupo (GROSKIN, 1997). Entre os padrões existentes, escolhemos o nodular, o reticular e o retículo-nodular, considerando a descrição de Fishman (1992), de que a maioria dos pacientes com uma DIP apresenta um desses padrões à radiografia de tórax. Portanto, este trabalho deverá contribuir tanto para os programas de garantia de qualidade dos sistemas radiológicos e os SAD, quanto para o estudo das doenças pulmonares.

### **1.3 – Resumo das Contribuições deste Trabalho**

O algoritmo desenvolvido permite:

- Modelar estruturas torácicas e pulmonares considerando as variações anatômicas entre os indivíduos;
- Verificar a influência das estruturas torácicas, pulmonares, do sistema de aquisição e das técnicas de exposição no contraste das imagens radiográficas;
- Simular diferentes doenças e testar a influência das variações anatômicas nelas;
- Controlar as variações de cada estrutura separadamente para verificar a influência destas no desempenho dos sistemas de apoio ao diagnóstico (SAD);

### **1.4 - Organização da Tese**

Esta tese está dividida em 6 capítulos, incluindo essa introdução. Os assuntos são abordados da seguinte forma:

Capítulo 2 – Descrição das estruturas torácicas, pulmonares, dos padrões intersticiais pulmonares e do abscesso pulmonar, que embasam a escolha dos modelos utilizados para o desenvolvimento desta pesquisa;

Capítulo 3 – Descrição dos modelos computacionais encontrados na literatura especializada;

Capítulo 4 – Descrição da metodologia utilizada para o desenvolvimento da modelagem computacional das estruturas anatômicas e simulação das imagens radiográficas;

Capítulo 5 – Apresentação das simulações das estruturas da caixa torácica, a saber: arcos costais; clavículas; escápulas; esterno; vértebras torácicas; diafragma e pele. As vias aéreas e ramificações arteriais, em função das dimensões das caixas torácicas, assim como as imagens radiográficas, as doenças pulmonares e as comparações realizadas também são consideradas neste capítulo;

Capítulo 6 – Apresentação das conclusões.

As referências bibliográficas estão incluídas no final da tese.

# Capítulo 2

## Conceitos Teóricos - Anatomia das Estruturas Torácicas

### 2.1 – Caixa Torácica

A caixa torácica tem forma geométrica próxima a um tronco de cone, com a base menor voltada para cima, sendo constituída pelo esterno, situado anteriormente no plano mediano; pelas vértebras torácicas, situadas no plano mediano dorsal; pelos arcos e cartilagens costais, situados nos contornos posterior, lateral e anterior do tórax. Essa estrutura está aberta em cima, a fim de dar passagem ao esôfago, a traquéia e aos grandes vasos; embaixo é fechada por um músculo, em forma de cúpula: o diafragma (HOLLINSHEAD, 1980; SPALTEHOLZ, 1976). A Figura 2.1 mostra a disposição das estruturas na caixa torácica.

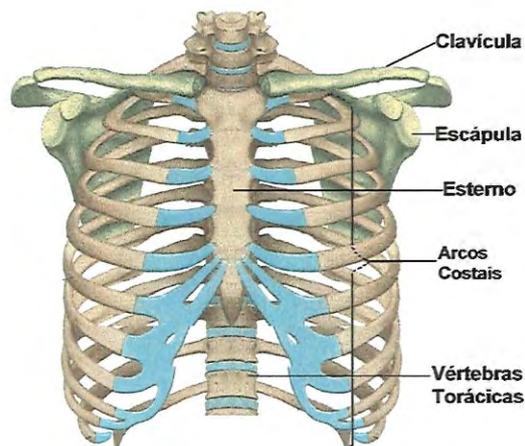


Figura 2.1 – Representação anatômica do esterno, vértebras torácicas, arcos costais, escápulas e clavículas. Fonte: Higashida (2001).

### **2.1.1 – Tecidos Moles da Parede Torácica – a Pele**

Hollinshead (1980) descreve que a pele do tórax, ântero-lateralmente, apresenta um duplo comportamento: no plano mediano, é mais ou menos espessa e móvel, sendo abundante em glândulas sebáceas; lateralmente, é delgada, flexível e pouco aderida aos planos subjacentes; no plano dorsal, é espessa, mobilizável lateralmente e fixa medianamente. Ao nível da região peitoral há acúmulo de tecido adiposo, formando a maior parte do mamário. Já no dorso, é densa medianamente e mais frouxa lateralmente.

### **2.1.2 – Esterno**

O esterno constitui-se em uma placa de óssea, situada na região frontal do tórax, que se estende da base do pescoço, ao nível da segunda ou terceira vértebra torácica, até a porção inferior do diafragma, ao nível do oitavo arco costal. O esterno pode ser dividido em três partes: o manúbrio, o corpo e o processo xifóide. O manúbrio, localizado na parte superior, é a região mais larga e espessa do esterno. O corpo é uma região alongada e mais estreita que o manúbrio, estendendo-se do terceiro ao sétimo arco costal. Nas bordas do manúbrio e do corpo são encontradas incisuras, nas quais se inserem a clavícula e os sete primeiros arcos. Já o processo xifóide, é uma pequena cartilagem, na extremidade inferior do esterno, que pode variar em tamanho e forma, mas em geral, apresenta forma geométrica bilobada, ligeiramente projetada para frente (CONROE, 1977; DOWNIE, 1987). A Figura 2.2 mostra o esterno com suas divisões e incisuras.

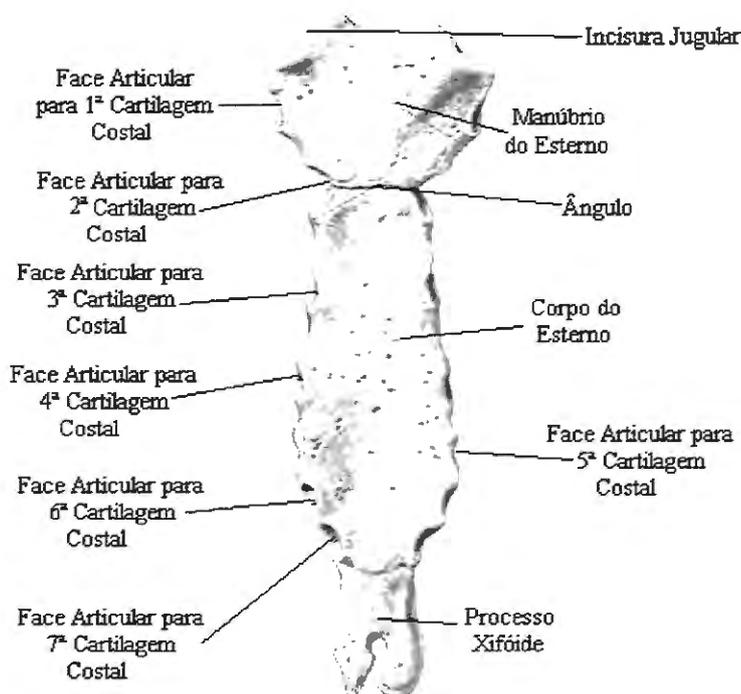


Figura 2.2 – Representação do esterno com o manúbrio, corpo, processo xifóide e as incisuras, nas quais se inserem a clavícula e os sete primeiros arcos. Fonte: Sobotta (1993).

### 2.1.3 – Clavículas

Gardner e Osburn (1971); Hollinshead (1980); Spalteholz (1976) descrevem que a clavícula é um osso longo, par, e apresenta um corpo, a diáfise, e duas extremidades, as epífises. Tem formato de “S”, por apresentar curvatura em cada uma de suas extremidades, e está situada na parte frontal do ombro, imediatamente acima do primeiro arco costal. Esta estrutura é um dos ossos do ombro responsáveis pela ligação entre os membros superiores e o tronco, articulando-se com o esterno, na altura do manúbrio, e com a escápula, na região do acrômio.

### 2.1.4 – Escápulas

A escápula é um osso par, localizada na região dorsal do ombro, entre o segundo e o sétimo arco costal, cuja forma é triangular, apresentando 2 faces, 3 bordas e 3 ângulos (CONROE, 1977; GARDNER e OSBURN, 1971; HOLLINSHEAD, 1980).

Os autores descrevem que a face dorsal possui a espinha da escápula, separando as fossas supra e infra-espinhal; o acrômio, localizado na extremidade da espinha,

articula-se com a clavícula; a fossa supra-espinhosa se localiza acima da espinha; e, a fossa infra-espinhosa, se localiza abaixo da espinha. Já a face costal, possui a fossa subscapular. Em relação às bordas, existem a lateral, a medial e a superior. Essa última possui a incisura escapular, localizada na porção lateral, que é formada pela base do processo coracóide. Quanto aos ângulos, há o inferior, que é espesso e áspero; o superior, que é fino, liso e arredondado; e o lateral, que está envolvido no processo de articulação com o ombro. A escápula com suas faces, bordas e ângulos é mostrada na Figura 2.3.

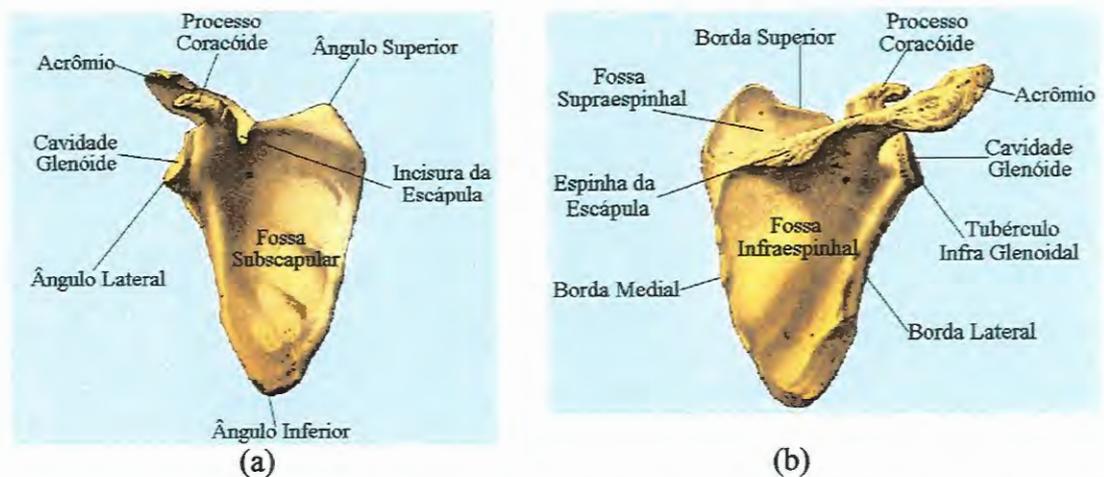


Figura 2.3 – Representação esquemática da escápula com suas faces, bordas e ângulos. (a) vista anterior, (b) vista posterior. Fonte: Sobotta (1993).

### 2.1.5 – Vértébras Torácicas e Arcos Costais

As vértebras torácicas (T) são 12 pares e possuem corpos, topologicamente semelhantes a cilindros, com altura e diâmetro que aumentam progressivamente. Cada vértebra articula-se com a que está acima e abaixo, através de discos cartilagosos, denominados discos intervertebrais. Os corpos das vértebras representam cerca de três quartos do comprimento da coluna vertebral e os discos intervertebrais, o outro quarto (CONROE, 1977; GARDNER e OSBURN, 1971; HOLLINSHEAD, 1980). A Figura 2.4 mostra as vértebras torácicas e os discos intervertebrais (cor azul).

Hollinshead (1980) relata que os arcos costais são ossos alongados, comparáveis a arcos, propriamente dito, que se estendem das vértebras torácicas até o esterno, ao qual se unem através das cartilagens costais. Há doze pares de arcos costais, separados pelos espaços intercostais, com raios que aumentam, até ao nível do sexto ou sétimo

arco, e que reduzem, em pequenas proporções, até o duodécimo arco. Os sete arcos superiores são ditos verdadeiros, por se articularem com o esterno através de suas cartilagens. O primeiro arco costal, que é o mais curto e o mais largo dos arcos verdadeiros, está localizado anteriormente, sob a clavícula. O espaço intercostal, após o primeiro arco, é menor posteriormente, na junção com a coluna vertebral, e anteriormente, na junção com o esterno. Já os arcos 8, 9 e 10, são denominados falsos, por se fixarem ao esterno indiretamente, ou seja, há, primeiramente, a união das respectivas cartilagens, e posteriormente, a união com o sétimo arco. Forma-se assim, a borda ou margem costal, que marca o limite inferior anterior da caixa torácica. Conroe (1977); Downie (1987), descrevem que o undécimo e duodécimo arcos, denominados flutuantes, são curtos, rudimentares, terminando entre os músculos da parede ântero-lateral do abdome, e não possuem cartilagens. Embora os arcos 8, 9 e 10 sejam mais curtos do que o sétimo, eles contribuem para formar a borda ou margem costal.

Quanto à disposição dos arcos, Conroe (1977) relata que a extremidade posterior, denominada cabeça do arco, articula-se com a coluna vertebral; o colo segue a cabeça, inclinando-se, póstero-lateralmente, rumo ao processo transverso de sua vértebra, com o qual se articula por meio do tubérculo costal. Ao tubérculo segue-se, lateralmente, o corpo do arco. No ângulo do arco, o osso muda de direção bruscamente, inclinando-se inferiormente, enquanto se curva lateralmente, e depois, anteriormente, acompanhando a superfície da parede torácica. Já na sua extremidade anterior, há a junção com as cartilagens, que direta ou indiretamente, se articulam com o esterno. A Figura 2.4 mostra a disposição dos arcos costais descrita anteriormente.

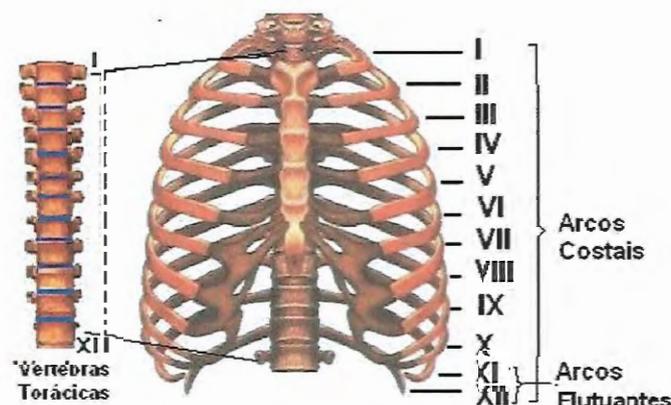


Figura 2.4 – Disposição das vértebras torácicas com seus discos intervertebrais (em azul) e a disposição dos 12 arcos costais. Fonte: Higashida (2001).

## 2.1.6 – Diafragma

O diafragma, principal músculo inspiratório, possui forma de cúpula, voltada cranialmente, e que está situado logo abaixo dos pulmões, separando a cavidade torácica da abdominal. Segundo os autores, geralmente a cúpula direita está, anteriormente, ao nível da articulação xifoesternal, quinto arco costal, e posteriormente, ao nível do corpo de T9, 1 a 2 cm abaixo do ângulo inferior da escápula. Já a cúpula esquerda, está, anteriormente, ao nível do sexto arco, e posteriormente, 2.5 cm abaixo do ângulo inferior da escápula (AULER, 1995; DOWNIE, 1987). A Figura 2.5 mostra o diafragma com suas cúpulas.

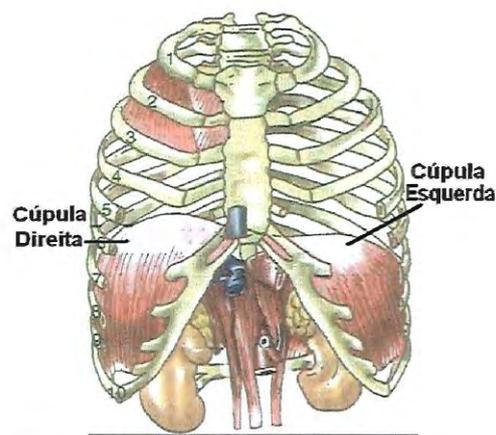


Figura 2.5 – Localização do diafragma com suas cúpulas direita e esquerda. Fonte: Higashida (2001).

## 2.2 – Anatomia das Estruturas Pulmonares

### 2.2.1 – Pulmões e Ramificações da Árvore Brônquica

Jacob et al. (1990) descrevem que os pulmões, localizados na caixa torácica, têm forma de pirâmide, cuja base, côncava, está apoiada sobre o diafragma, ao nível do quinto e sexto arco, e o vértice está ao nível do primeiro arco. A face externa é convexa e se relaciona com a superfície interna da parede torácica. Já a face interna é voltada para o mediastino e se apresenta com uma abertura para passagem dos vasos sanguíneos e linfáticos, brônquios e nervos, chamada hilo pulmonar. Downie (1987); West (1990), descrevem que o pulmão direito é mais largo e mais curto do que o esquerdo, pois o

diafragma, é mais alto no hemitórax direito. Já o pulmão esquerdo, tem uma concavidade, que é o leito cardíaco.

O ar inspirado, após entrar pelo nariz, passa pela faringe, laringe, traquéia e segue em direção aos pulmões. Isto é possível porque a traquéia se divide, ao nível da quarta vértebra torácica, em brônquio principal direito e esquerdo, sendo que, cada brônquio principal, se divide em três brônquios lobares, à direita, e dois, à esquerda, que ventilam os lobos dos pulmões (superior, médio e inferior, no pulmão direito; superior e inferior, no esquerdo). Os brônquios lobares se dividem em brônquios segmentares, e cada um desses, distribui-se para uma unidade do pulmão, chamada de segmento broncopulmonar. Os brônquios segmentares continuam a se dividir, sucessivamente, em ramos menores. Os ramos de pequenos calibres, chamados agora bronquíolos, se dividem em vários bronquíolos terminais. O bronquíolo terminal dá origem a vários bronquíolos respiratórios de 1ª ordem; cada um deste, dá origem a bronquíolos de 2ª ordem; cada um, destes, por sua vez, dá origem a vários bronquíolos de 3ª ordem; cada um destes dá origem a outros condutos que são chamados de dutos alveolares, dos quais podem sair vários sacos alveolares, os quais são formados pelos muitos alvéolos em cada saco alveolar (JACOB et al., 1990; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999; SPENCE, 1991). A estrutura descrita é mostrada na Figura 2.6.

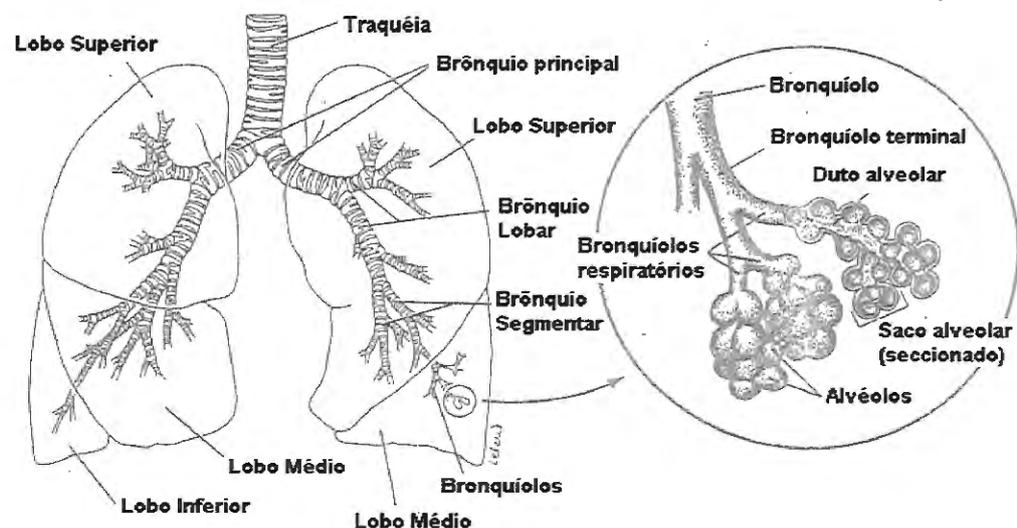


Figura 2.6 - Traquéia, brônquios e pulmões; bronquíolo terminal, bronquíolo respiratório, dutos alveolares, sacos alveolares e alvéolos. Fonte Spence (1991).

## 2.2.2 – Interstício Pulmonar

O interstício pulmonar é o tecido de sustentação do pulmão, promovendo a união das diferentes estruturas que o constituem. Ele serve de leito aos condutos aéreos, vasos sanguíneos, linfáticos e nervos, formando verdadeiras bainhas. Embora envoltas em bainhas de tecido conjuntivo, as vias aéreas e vasos, não são usualmente vistos como estruturas intersticiais (FISHMAN, 1992; GROSKIN, 1997). A Figura 2.7 mostra a localização do tecido intersticial, do alvéolo e de um capilar.

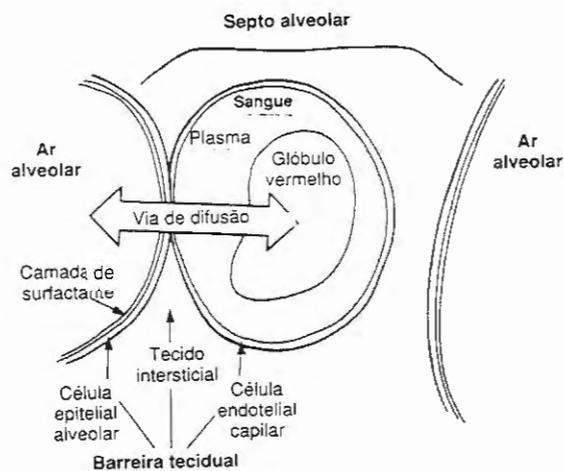


Figura 2.7 –Esquemática mostrando a localização do tecido intersticial, alvéolo e capilar. Fonte: Irwin e Tecklin (1994).

Groskin (1997) relata que o interstício pulmonar pode ser dividido em três componentes: (1) interstício interlobular; (2) tecido conjuntivo axial; (3) septal ou parede alveolar. A Figura 2.8 mostra estes três componentes. Os achados radiológicos na doença intersticial variam dependendo do compartimento do tecido conjuntivo envolvido.

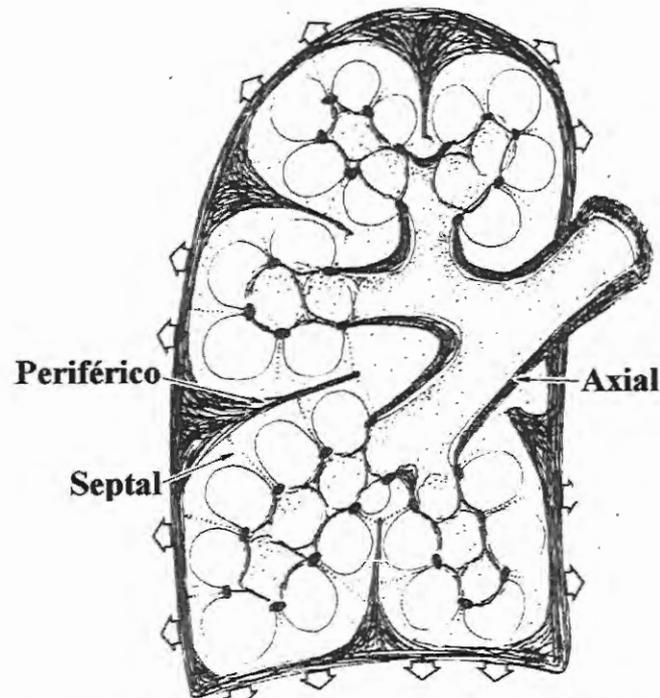


Figura 2.8 – Componentes do interstício pulmonar: (1) – periférico, que é composto da pleura visceral e de septos; (2) - axial, com tecido conjuntivo formando revestimento de grandes brônquios e vasos sanguíneos; (3) - septal ou parede alveolar, ocasionalmente denominado tecido conjuntivo parenquimatoso. Fonte: Groskin (1997).

## 2.3 – Doenças

### 2.3.1 – Doenças Intersticiais Pulmonares

O estudo radiológico desempenha um papel da maior importância em pacientes com transtornos pulmonares e no diagnóstico de enfermidades pulmonares não suspeitadas. A avaliação médica de tais pacientes pode ser falha, uma vez que algumas doenças pulmonares podem ficar sem diagnóstico, ou tê-lo equivocado, na ausência do estudo radiológico. As DIPs acometem as mesmas regiões dos pulmões e apresentam características clínicas, radiológicas e funcionais semelhantes, podendo trazer ao radiologista, mesmo experiente, dificuldades para fornecer um diagnóstico preciso e confiável.

### 2.3.2 – Classificação e Patogênese das DIPs

Segundo Fishman (1992), as DIPs compreendem um variado grupo de afecções, que são classificadas conjuntamente devido às características clínicas, radiológicas e patológicas comuns. A maioria dos pacientes se apresenta com o início insidioso de falta de ar ao exercício e com padrão nodular difuso, reticular ou retículo-nodular à radiografia de tórax. Em geral, há uma infiltração celular inflamatória e fibrose septal alveolar de intensidade variável. Algumas das doenças intersticiais acompanham-se também de doença das vias aéreas, doença vascular pulmonar e doença pleural.

Groskin (1997) descreve que há 130 doenças classificadas no grupo das doenças intersticiais. Entre essas, a etiologia é conhecida em apenas cerca de 25 a 30%. As doenças intersticiais de etiologia desconhecida podem ser separadas em síndromes específicas, tomando como base suas características clínicas, radiológicas, funcionais e patológicas, vide Tabela 2.1. Fishman (1992) descreve que apesar da natureza heterogênea das doenças intersticiais, todas têm uma patogênese comum. Como resultado da agressão inicial, as células inflamatórias e as efetoras se acumulam no parênquima pulmonar. Este comprometimento dos alvéolos é denominado *alveolite*. À medida que a alveolite torna-se duradoura, as estruturas alveolares são danificadas e áreas do parênquima pulmonar são substituídas por tecido fibroso. Histopatologicamente, a doença intersticial pulmonar avançada (fase final) tipicamente mostra substituição fibrótica dos alvéolos, lesões císticas no parênquima, e distorção com dilatação das pequenas vias aéreas.

Tabela 2.1 – Classificação das Doenças Intersticiais Pulmonares.

<b>Etiologia Conhecida</b>	<b>Etiologia Desconhecida</b>
Inalantes ocupacionais e ambientais	Sarcoidose
Poeiras inorgânicas	Doenças pulmonares intersticiais associadas a doenças do colágeno
Poeiras orgânicas (pneumonite de hipersensibilidade)	Fibrose pulmonar idiopática
Gases	Doenças hereditárias

<b>Etiologia Conhecida</b>	<b>Etiologia Desconhecida</b>
Fumaças	Histiocitose X
Aerossóis	Doenças infiltrativas linfocíticas
Drogas	Síndromes hemorrágicas pulmonares
Venenos	Linfangioliomiomatose
Radiação	Espondilite anquilosante
Agentes Infecciosos	Pneumonias eosinofílicas crônicas
Doença Cardíaca	Doença veno-oclusiva
Anormalidades metabólicas	Vasculite pulmonar

Fonte: Fishman (1992).

### 2.3.3 – Padrão Intersticial

Groskin (1997) descreve que o padrão intersticial pode ser definido como a constelação de achados radiográficos que indicam doença no compartimento do tecido conjuntivo do pulmão, o interstício. Dessa forma, Monnier e Tubiana (1999) apresentam a semiologia elementar da síndrome intersticial, a saber:

#### a) Condensações intersticiais perivasculares

1º) *bainhas broncovasculares* – o espessamento destas bainhas provoca um borramento dos contornos vasculares, tornando pouco precisos os limites dos hilos. As paredes brônquicas, quando visualizadas, aparecem espessadas;

2º) *os septos interlobulares* – quando estão espessados tornam-se visíveis, particularmente acima dos seios costo-frênicos (linhas B de Kerley). As linhas septais (linhas A de Kerley) são mais raras, assim como as condensações reticulares (linhas C de Kerley);

3º) *o tecido subpleural* – espessamento das cissuras; linha do contorno pleural.

A evolução das condensações intersticiais perivasculares é quase sempre rápida devido à fluidez do líquido de edema e da labilidade da insuficiência cardíaca habitualmente em curso.

## b) Condensações intersticiais parenquimatosas

1º) o aspecto radiológico pode permanecer normal por longo tempo.

2º) o aspecto em *vidro despolido* corresponde ao estado inicial tendo uma tradução radiológica: simples diminuição da transparência pulmonar bilateral, difusa ou predominantemente nas bases.

3º) o aspecto *nodular difuso* é característico de qualquer infecção por disseminação hematogênica na fase inicial. Este padrão é caracterizado pela presença de densidades pulmonares arredondadas, cujos locais anatômicos são indeterminados.

4º) o aspecto *reticular* desenha uma rede cujas malhas são ou mais ou menos espessas e que recobrem todo o pulmão. O aspecto reticular é na maioria das vezes difícil de detectar quando é bem delicado, ou no pulmão senil, que apresenta espessamento considerado normal para a idade.

6º) o aspecto *retículo nodular ou pulmão em favo-de-mel* é a formação reticular ou retículo-nodular de malhas nítidas, no interior das quais se encontram imagens aéreas arredondadas ou ovais.

Todas as condensações intersticiais parenquimatosas têm características comuns:

- nitidez dos contornos (condensações envolvidas de ar);
- heterogeneidade da distribuição nos pulmões;
- em geral, pequena densidade radiológica;
- topografia difusa, não sistematizada.

### 2.3.4 – Abscesso Pulmonar

Segundo Groskin (1997) e Tarantino (1997), um abscesso pulmonar é uma cavidade cheia de pus localizada no pulmão, circundada por tecido inflamado e causada por uma infecção. Comumente, o indivíduo apresenta formação de apenas um abscesso pulmonar. Entretanto, se uma infecção atinge um pulmão pela corrente sanguínea, pode ser formados vários abscessos disseminados. As causas dessa doença podem ser aspirativas, pós-pneumônicos, obstrutivas, por via hemática, por contigüidade e outras

(trauma torácico, seqüestro pulmonar, cisto brônquico, cisto hidático, pneumatocele e bolhas).

Tarantino (1997) descreve que o processo para formação de um abscesso pulmonar inicia-se por um foco pneumônico supurativo localizado na periferia do pulmão, seguido de necrose, liquefação da área pulmonar comprometida, eliminação do conteúdo por um brônquio de drenagem e formação de cavitação hidroaéreo. Com o decorrer do tempo, as paredes do abscesso vão se tornando enrijecidas e espessas, em virtude da proliferação do tecido fibroso que o envolve, numa tentativa do organismo em circunscrever a lesão.

Groskin (1997) descreve que o abscesso pulmonar apresenta cavidade com diâmetro médio de 4,5 cm e, na radiografia o abscesso é caracterizado por uma imagem cavitária de paredes espessas, habitualmente lisas, e com nível hidroaéreo.

## **2.4 – Análise de uma Radiografia de Tórax**

Tarantino (1997) descreve que a análise de uma radiografia torácica segue um protocolo que deve ser cumprido rigorosamente. É recomendado que a mesma seja analisada da periferia para o centro, da seguinte maneira: partes moles, partes ósseas, pleuras, diafragma, parênquima, hilos e mediastino. Porém, antes deve ser reconhecida qualquer imagem espúria provocada por artefato, defeito de filme ou dos écrans reforçadores, revelação e outros. A seguir é apresentado o protocolo descrito por Monnier e Tubiana (1999); Tarantino (1997) para auxiliar na detecção das doenças.

### **a) Qualidades técnicas**

Neste item deve-se:

- a. observar uma tonalidade correta que permitirá a observação da trama pulmonar até a periferia e os vasos da base esquerda atrás da massa ventricular;
- b. notar que as extremidades mediais das clavículas devem ser equidistantes em relação à linha dos processos espinhosos da coluna dorsal;
- c. contar os arcos costais anteriores para saber se a radiografia foi feita em inspiração, seis arcos costais anteriores são visíveis acima do diafragma,

sendo que a cúpula diafragmática direita deve-se projetar ao nível do sexto arco costal anterior;

- d. verificar se as escápulas foram bem afastadas e se a radiografia foi feita com o paciente em pé.

**b) Esqueleto e partes moles extratorácicas**

- analisar a coluna, todas os arcos, as escápulas, as clavículas e as partes extratorácicas, observando suas espessuras e contornos.

**c) Mediastino**

- seguir as linhas mediastinais, observar a silhueta cardíaca, a posição dos hilos;
- identificar a traquéia e os brônquios principais;
- localizar a veia ázigos se possível.

**d) Seguir as pleuras**

- seguir a pleura parietal, diafragmática e mediastinal;
- observar as cissuras.

**e) Analisar o parênquima pulmonar**

- esta análise deve ser feita sucessivamente dos ápices para as bases, comparando o lado direito e o esquerdo;
- estudar especificamente a vascularização pulmonar dos hilos até a periferia.

Nas Figuras 2.9 e 2.10, apresentadas por Tarantino (1997), é ilustrada esta análise sistemática.

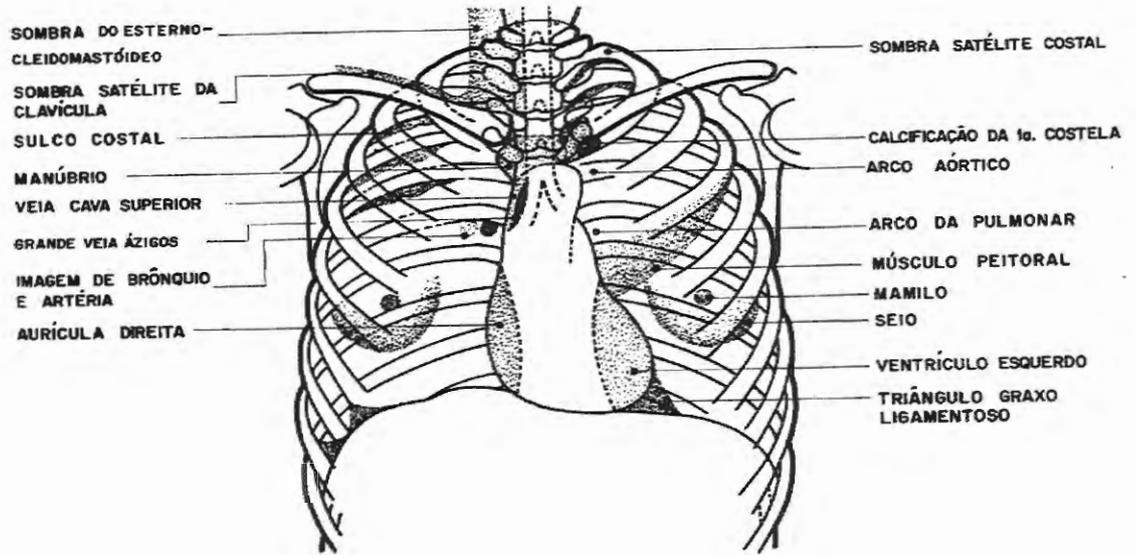


Figura 2.9 – Esquema das estruturas torácicas que se projetam nas regiões pulmonares. Fonte: Tarantino (1997).

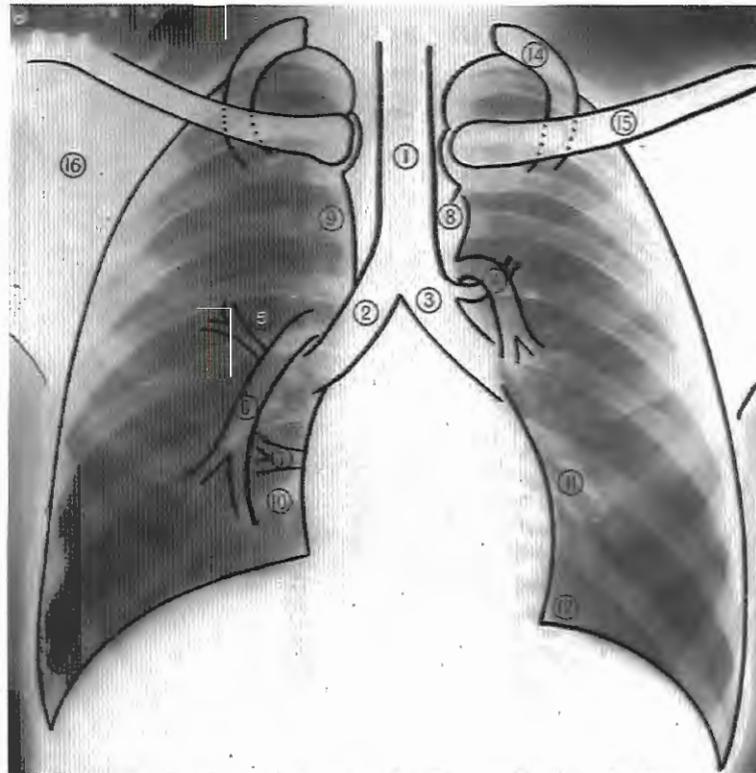


Figura 2.10 – Tórax normal visto de frente: 1 - Traquéia; 2 - Brônquio principal direito; 3 - Brônquio principal esquerdo; 4 - Artéria pulmonar esquerda; 5 - Veia do lobo superior direito; 6 - Artéria pulmonar direita; 7 - Veia do lobo inferior direito e médio; 8 - Arco aórtico; 9 - Veia cava superior. 10 - Aurícula direita; 11 - Ventrículo esquerdo; 12 - Seio cardio-frênico direito; 13 - Seio costo-frênico direito; 14 - Primeiro arco; 15 - Clavícula; 16 - Escápulas. Fonte: Tarantino (1997).

## Capítulo 3

### Contextualização

#### 3.1 – Modelagem das Vias Aéreas

Kitaoka et al. (1999), propuseram um modelo tridimensional das vias aéreas pulmonares, fundamentado em dois princípios: o primeiro é que a quantidade de fluido distribuído pelo ramo é proporcional ao volume da região suprida; o segundo, diz que os ramos estão organizados homogeneamente dentro do órgão.

Para calcular os diâmetros dos ramos nas ramificações, os autores propuseram equações que determinam as dimensões das vias aéreas pulmonares, quantificando a distribuição de fluido pelas estruturas com proporções compatíveis com os volumes das regiões que ventilam. Como a quantidade de fluido é conservada depois da divisão, os diâmetros dos ramos filhos são proporcionais aos diâmetros dos ramos pais. As eq.(3.1) e (3.2) demonstram essa relação.

$$d_1 = d_0 r^{1/n} \quad (3.1)$$

$$d_2 = d_0 (1 - r)^{1/n} \quad (3.2)$$

onde  $d_0$  é o diâmetro do ramo pai;  $d_1$  e  $d_2$  são os diâmetros dos 2 ramos filhos;  $r$  é o valor de divisão de fluxo;  $n$  é o expoente do diâmetro.

O valor de  $r$ , que determina a redução do fluxo do ramo pai para os ramos filhos, é escolhido randomicamente para cada divisão entre 0 e 0,5. Uylings (1977) descreve que o valor do expoente do diâmetro  $n$  depende da condição do fluxo e do tipo de fluido em questão. Kitaoka et al. (1999) utilizaram  $n$  igual a 2,8, Kamiya et al. (1974)

utilizaram  $n$  igual a 3. Já Groat\* (1948 apud KITAOKA et al., 1999) adota  $n$  igual a 2,6 para representar a distribuição das artérias pulmonares. Os ângulos de bifurcação dos ramos são determinados pelas eq. (3.3) e (3.4), que relacionam os ângulos ao valor de fluxo de divisão e ao expoente do diâmetro.

$$\cos \theta_1 = \left[ 1 + r^{4/n} - (1-r)^{4/n} \right] / 2r^{2/n} \quad (3.3)$$

$$\cos \theta_2 = \left[ 1 + (1-r)^{4/n} - r^{4/n} \right] / 2(1-r)^{2/n} \quad (3.4)$$

onde  $\theta_1$  é o ângulo do ramo filho 1;  $\theta_2$  é o ângulo do ramo filho 2;  $r$  é o valor de divisão de fluxo;  $n$  é o expoente do diâmetro.

Para representar as ramificações pulmonares, Kitaoka et al. (1999) estabeleceram nove regras básicas e quatro complementares. Os autores descrevem que sem as regras complementares, a forma de uma região suprida por um simples ramo, pode se tornar extremamente longa ou plana, o que não se observa em pulmão real. As regras são:

1. a ramificação é dicotômica;
2. os ramos pais e os dois ramos filhos estão situados no mesmo plano, o qual, é chamado de plano de ramificação;
3. o valor do fluxo dos ramos pais é conservado depois da ramificação;
4. a região ventilada pelo ramo pai é dividida, por um plano, em duas regiões filhas. Esse plano é perpendicular ao plano de ramificação;
  - regra (4a) - cria um espaço de divisão mais isotrópico que a regra 4. Os ângulos de bifurcação calculados são analisados sob as seguintes condições: se os dois ângulos de ramificação satisfazem a relação  $[\theta_1 - \theta_2] < 10^\circ$ , não há mudança no ângulo; se  $[\theta_1 - \theta_2] \geq 10^\circ$ , a divisão da região pai em regiões filhas, os valores de divisão de fluxo  $r$ , os diâmetros e ângulos dos ramos não são adequados. Para corrigir isso, o espaço de divisão do ramo pai é dividido em duas novas regiões filhas, da seguinte

\* Groat, R.A. (1948). Relationship of volumetric rate of blood flow to arterial diameter. *Federation Proc.*, v.45, n.7. Vozes apud Kitaoka, H.; Takaki, R.; Suki, B. (1999). A three-dimensional model of the human airway tree. *Journal of Applied Physiology*, v.87, n.6, p.2207-17.

forma: o primeiro é obtido através de um plano de ramificação, que inclui a região do ramo pai e se estende até a extremidade deste mesmo ramo; o segundo inicia na extremidade do ramo pai e, perpendicularmente, se estende até a borda. Em seguida, as regras 5 e 6 são reaplicadas.

5. os valores de divisão de fluxo  $r$  dos ramos filhos representam o volume do ramo pai;
6. os diâmetros e os ângulos dos ramos filhos são determinados substituindo  $r$ , da regra 5, dentro das eq.(3.1), (3.2), (3.3) e (3.4). A regra (6a) corrige o ângulo de bifurcação de acordo com a forma da região filha;
  - regra (6a) - de acordo com as eq.(3.3) e (3.4), o ângulo máximo de ramificação seria  $90^\circ$ . Porém, mesmo quando o menor ramo filho supre uma pequena região com  $r = 0,01$ , o menor ângulo será  $78^\circ$  e  $80^\circ$  com  $n$  igual a 2,8 e 3, respectivamente. Então, pelas eq.(3.3) e (3.4), praticamente todos os ângulos são menores que  $80^\circ$ . Entretanto, são aceitáveis ângulos com valores próximos a  $90^\circ$ , chamados de monópodes. Nesse caso, a regra 6 não proporciona nenhuma mudança, e por isso, os autores aplicaram a regra (6a). Essa regra estabelece que o ângulo de bifurcação de um ramo é obtido pela média do ângulo já calculado nas eq. (3.3) ou (3.4) com o valor que determinou o segundo espaço de ramificação na regra (4a). Porém, se o resultado exceder  $90^\circ$ , o ângulo de bifurcação é ajustado em  $90^\circ$ .
7. o valor do comprimento de cada ramo filho é determinado para ser 3 vezes maior que o seu diâmetro. A regra complementar (7a) corrige o comprimento de acordo com a forma a região disponível para crescimento;
  - regra (7a) - a relação dos valores entre comprimento e diâmetro normalmente é ajustada para 3. No entanto, com essa proporção, é possível que alguns ramos se estendam além das respectivas regiões pais ou terminem muito próximos da borda. Para que isso não aconteça, foi definido que a razão entre a distância do término do ramo pai até a borda e, a distância do término do ramo filho até a borda, seja entre 3 e 6. Então, a regra (7a) especifica que a proporção do comprimento do ramo, ajustada inicialmente para ser 3 vezes maior que o seu diâmetro, é incrementada ou

decrementada, em passos de 0,25, até que a razão entre as distâncias obedeça ao intervalo pré-estabelecido.

8. o ramo filho que continua na mesma direção do ramo pai é denominado como sendo um novo ramo pai e com isto, o plano de ramificação é perpendicular ao plano de ramificação do ramo pai anterior. O ângulo entre dois sucessivos planos de ramificações é chamado de ângulo de rotação. A regra complementar (8a) corrige este ângulo de rotação de acordo com a forma da região.
  - *regra (8a)* - está relacionada ao plano de ramificação que foi determinado como 90°. Quando o volume de fluxo for pequeno, o ramo gerado também será pequeno. Por isso, a regra (8a) estabelece que se o volume de fluxo for menor que um limiar pré-estabelecido, o plano de ramificação é incrementado ou reduzido, em passos de 9°, até que o novo volume obtido exceda esse limiar.
9. o processo de ramificação em uma dada direção é interrompido toda vez que o valor de fluxo se torna menor que um limiar especificado ou quando o ramo se prolonga além da sua região.

Kitaoka et al. (1999) descrevem que cada ramo possui coordenadas iniciais, valor de fluxo, plano de ramificação, vetor de direção e posições dos planos, que definem as bordas das regiões ventiladas pelos ramos. Para cada ramo calculado é verificado se suas coordenadas já armazenam um outro ramo. Caso sim, essas posições são descartadas, das possíveis posições onde novos ramos podem se propagar, e novas coordenadas são calculadas. Para que o algoritmo inicie a simulação, além de fornecer os valores das bordas dos pulmões e da traquéia, é necessário estabelecer: limiar do fluxo; proporção do comprimento em relação ao seu diâmetro; valor do plano de ramificação; limiar do volume de fluxo.

Kitaoka et al. (1999) estabeleceram que o volume torácico é uma simples superfície, que é totalmente usada para testar a influência dos parâmetros na estrutura final. Essa superfície é obtida pela eq.(3.5).

$$z = 2.15^{-3} [x^2 + (1.5y)^2]^2 \text{ para } (0 \leq z \leq 30) \quad (3.5)$$

onde  $x$  e  $y$  são direções que especificam o plano horizontal;  $z$  é uma direção paralela à traquéia.

Os contornos do tórax e diafragma são representados por um elipsóide parabólico, as vértebras torácicas por uma superfície curva, o coração por um elipsóide, a aorta descendente por um cilindro; e, todas as outras partes do mediastino são representadas por uma simples superfície plana. A traquéia é um cilindro com origem no topo do contorno, sendo que o primeiro ponto de ramificação foi especificado para ser  $\frac{1}{4}$  do comprimento desse contorno.

Estabelecendo todos os parâmetros e condições, o programa gerou uma árvore com aproximadamente 55.000 ramos, sendo 27.306 representando os bronquíolos terminais de aproximadamente 0,48 mm, com um desvio padrão de 0,06 mm. A média de divisões da traquéia até essas estruturas foi 17,6, desvio padrão de  $\pm 3,4$ , com um valor mínimo de 8 e máximo de 32. A distribuição dos ramos gerados é mais ampla e o valor médio encontrado é maior do que os fornecidos por Horsfield et al. (1971). Os autores explicam que isso acontece porque a simulação desenvolvida é mais assimétrica. Kitaoka et al. (1999) relatam que o volume pulmonar simulado, de aproximadamente 6.388 ml, e o volume dos ácinos, de 0,211 ml, com desvio padrão de 0,076, são compatíveis com os dados fornecidos por Gamsu et al. (1971) e por Hansen e Ampaya (1975). A Figura 3.1 ilustra o modelo simulado.

Kitaoka et al. (1999) relatam que esse algoritmo não está habilitado para simular estruturas com valores randômicos, conseqüentemente, não representaria variações anatômicas. A outra desvantagem é que devido ao algoritmo seguir as bordas fielmente, quando os ramos encontram as bordas das formas que representam os órgãos, como por exemplo, o coração, eles podem parar antes do que deveriam. Foi constatado também, que o número de ramos semelhantes é maior do que os existentes nos pulmões. Os autores concluem que apesar de algumas desvantagens, a simulação representou bem as estruturas pulmonares. Com isto, o algoritmo pode ser aplicado para gerar ramos para análise através de Tomografia Computadorizada e para testar vários algoritmos de reconstrução.



Figura 3.1 – Modelo simulado com a aplicação de todas as regras e com os melhores parâmetros encontrados pelos autores. Fonte: Kitaoka et al. (1999).

Tawhai et al. (2000), propuseram um modelo tridimensional das vias aéreas pulmonares a partir do modelo bidimensional de Wang et al. (1992). No algoritmo bidimensional de Wang et al. (1992) é determinado um conjunto de pontos randômicos no plano bidimensional, que foi estabelecido como sendo os pulmões. A partir de um ponto inicial, uma linha imaginária é traçada até um ponto final. Um ramo é gerado a partir do ponto inicial, descrevendo o mesmo percurso da linha imaginária. Em seguida, a linha imaginária é usada para definir dois novos subconjuntos de pontos randômicos, determinando a próxima bifurcação. O ponto final do ramo pai é o ponto inicial dos ramos filhos. Esse processo termina quando no subconjunto permanece um único ponto.

Para representar a estrutura tridimensionalmente, Tawhai et al. (2000) utilizaram uma grade com pontos uniformes, que foi ajustada dentro de um espaço pulmonar tridimensional. Foi adotada uma grade por ter um custo computacional menor do que gerar pontos randômicos tridimensionais. A organização espacial da árvore brônquica, assim como as bordas e os volumes pulmonares, foram determinados por meio de imagens de ressonância magnética nuclear e do projeto do Homem Visível. Para determinar as bifurcações tridimensionais, os autores substituíram a linha imaginária do modelo anterior por um plano.

No algoritmo bidimensional, o objetivo era suprir cada ponto randômico com um ramo terminal, portanto, o processo terminava quando havia somente um ponto no subconjunto. Porém, os autores relatam que em uma representação tridimensional, não é adequado suprir cada ponto da grade com um ramo terminal, porque as vias aéreas terminais não são distribuídas de forma uniforme, como acontece na grade. Para

contornar essa situação, Tawhai et al. (2000) determinaram que um ramo terminal ocorre quando seu comprimento é menor que um limite definido ou então, quando o número de pontos do subconjunto é menor que um valor pré-estabelecido. Esse número mínimo de pontos assegura um espaço no final de cada ramo terminal, representando o tamanho necessário para um ácino.

Para determinar os comprimentos dos ramos, Tawhai et al. (2000) estabeleceram que os valores diminuem com o aumento do nível de ramificações da árvore brônquica. Quanto aos ângulos de bifurcação, os autores determinaram que os ramos possuem valores menores que  $60^\circ$ . Com isso, quando um ramo tem um ângulo maior que esse limite, ocasionado pela forma irregular do volume pulmonar, o valor será  $60^\circ$ . Em seguida, é verificado se o término desse ramo está dentro do volume pulmonar e, caso a resposta seja negativa, o comprimento é reduzido até satisfazer essa condição. Porém, se o comprimento for menor que um valor pré-estabelecido, esse ramo é definido como sendo um ramo terminal, portanto, com comprimento de 1,2 mm. Já o diâmetro de cada ramo é obtido de forma aleatória, porém, respeitando os valores de cada ordem de ramificação encontrados na literatura especializada. Através desse método foram simuladas as ramificações de cada lobo pulmonar que foram em seguida, unidas para representar o modelo pulmonar completo, Figura 3.2.

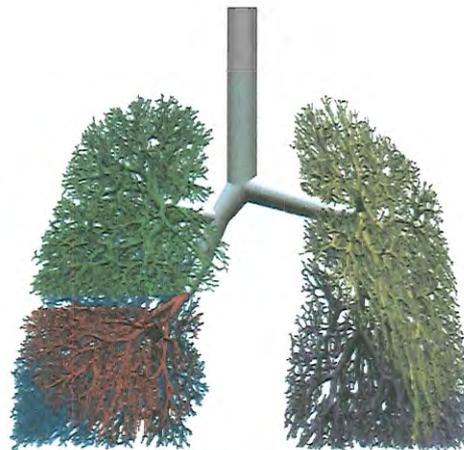


Figura 3.2 – Vista Anterior do pulmão obtido após combinar a simulação das ramificações de cada lobo pulmonar. Fonte: Tawhai et al. (2000).

O algoritmo representou 29.445 bronquíolos terminais, ângulos com um valor médio de  $37^\circ$  e aproximadamente 16 divisões da traquéia até os bronquíolos terminais. Os percentuais de distribuição do volume pulmonar para cada lobo foram: 22,8 para o

superior direito; 10,2 para o lobo médio; 22,5 para o inferior direito; 23,7 para o superior esquerdo; 20,8 para o inferior esquerdo. Os autores relatam que esses valores não são compatíveis com os dados fornecidos por Horsfield e Cumming (1968), porém, são aceitáveis para os volumes pulmonares.

Tawhai et al. (2000) descrevem que a simulação proposta é limitada pelo fato da distribuição e organização dos ramos serem diferentes das observadas em um pulmão real. No entanto, os autores afirmam que essas desvantagens são contornadas implementando regras mais complexas para controlar o crescimento dos ramos e concluem que o modelo proposto pode ser utilizado, principalmente, para estudos de doenças pulmonares.

### **3.2 – Modelagem dos Ácinos**

Em 2000, Kitaoka et al. propuseram um modelo de ácino representado a partir de um labirinto tridimensional, que é construído através da conexão de um conjunto de células cúbicas. Esse labirinto representará as ramificações dentro do ácino. As células foram fixadas com um tamanho de 0,5 mm e o septo alveolar, com uma espessura de 0,1 mm, foi representado nas paredes de cada célula, em intervalos de 0,25 mm. Para cada septo aplicado, surgiram duas novas células de 0,25 mm, denominadas alvéolos. Eles projetaram o algoritmo para determinar um labirinto que passe por todas as células somente uma vez. Dessa forma, quando há múltiplas direções a serem seguidas, uma é escolhida por um processo randômico.

Através da simulação proposta, Kitaoka et al. (2000) conseguiram os seguintes resultados: ácinos com volume médio de  $216 \text{ mm}^3$ , correspondendo a um cubo com lados de 6 mm; 8 alvéolos por célula; alvéolo com uma superfície de  $0,255 \text{ mm}^2$ ; e superfície alveolar, por célula, de  $2,04 \text{ mm}^2$ . A Figura 3.3 mostra a simulação das ramificações dentro dos ácinos e a Figura 3.4 mostra os ácinos obtidos pelos autores.

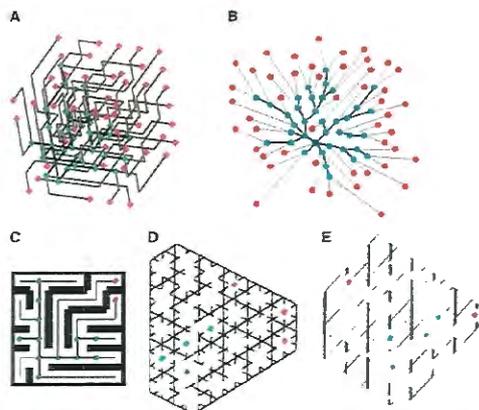


Figura 3.3 – A imagem (a) representa todos os caminhos do labirinto; a imagem (b) representa as conectividades existentes e as imagens de (c) a (e) representam as paredes alveolares. Fonte: Kitaoka et al. (2000).

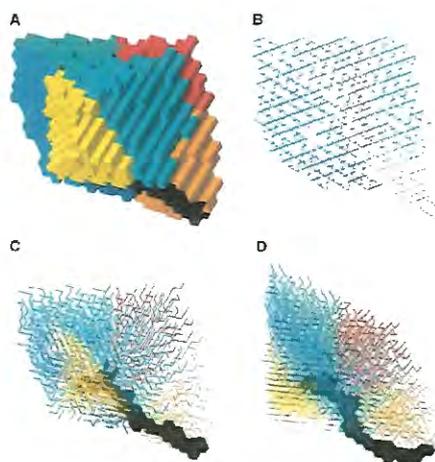


Figura 3.4 – Imagem (a) representa um ácino através de cubos com lados de 0,5 mm; imagem (b) representa uma fatia de 0,02 mm de espessura e, a imagem (c) e (d), representam todas as ramificações existentes dentro dos ácinos. Fonte: Kitaoka et al. (2000).

Kitaoka et al. (2000) relatam que a simulação proposta é limitada devido à geometria das ramificações e dos ácinos serem diferentes das observadas em pulmão real. Outra limitação é que os alvéolos são todos congruentes, porém, os autores consideram que esse fator não influencia a representatividade dessas estruturas. Eles concluem que o modelo proposto representa suficientemente as estruturas dos ácinos para serem utilizadas no estudo das doenças pulmonares.

### 3.3 – Simulação de Imagens Tomográficas

Kitaoka (2002) propõe um modelo computacional que considera vias aéreas, ácinos e vasos pulmonares. A partir desse modelo, o autor simulou imagens tomográficas com e sem a presença de uma doença.

Para simular as vias aéreas pulmonares, Kitaoka (2002) utilizou o modelo tridimensional apresentado no trabalho anterior (KITAOKA et al., 1999). Em seguida, o autor representou as artérias e veias pulmonares partindo do princípio que as primeiras, fazem o mesmo percurso que as vias aéreas, e que as veias, estão localizadas próximas as bordas dos pulmões. A Figura 3.5 mostra o modelo simulado considerando vias aéreas, artérias e veias pulmonares. Kitaoka (2002) descreve que o padrão de ramificação dentro dos ácinos é diferente das vias aéreas. Isso ocorre porque os diâmetros dos dutos alveolares não diminuem após uma ramificação. Por essa característica, o autor utilizou o algoritmo apresentado em Kitaoka et al. (2000) para representar essas estruturas.

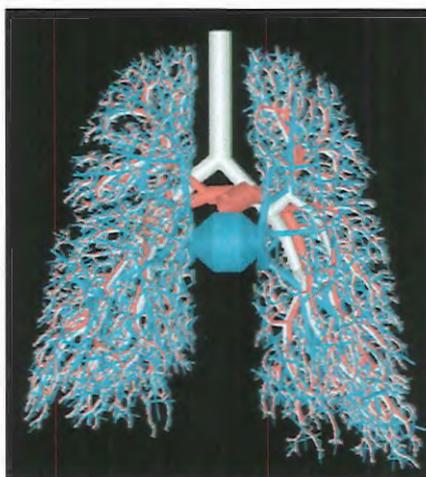


Figura 3.5 – Pulmão simulado considerando vias aéreas (cor branca), artérias (cor vermelha) e veias pulmonares (cor azul). Fonte: Kitaoka (2002).

Para simular as imagens tomográficas, Kitaoka (2002) determina que cada voxel da imagem possui 0,5 mm de cada lado, com propriedades físicas de acordo com as dos tecidos que armazenam. A Figura 3.6 mostra uma simulação tomográfica frontal do pulmão simulado. O autor relata que apesar da tomografia apresentar características visuais adequadas, não há estruturas dentro da parede torácica virtual, o que não ocorre

nas imagens obtidas com pulmões reais. Com isso, a imagem tem aspecto visual de uma imagem obtida através de subtração digital.



Figura 3.6 – Projeção tomográfica do pulmão simulado. Fonte: Kitaoka (2002).

Para representar uma imagem patológica, Kitaoka (2002) utilizou esferas, de 8, 5 e 20 milímetros de diâmetros, sobrepostas às estruturas pulmonares. A Figura 3.7 (a) foi simulada com uma esfera de 8 mm de diâmetro, a Figura 3.7 (b) com uma esfera de 5 mm de diâmetro e na Figura 3.7 (c) uma esfera de 20 mm de diâmetro. Com esses valores, o autor relata que a esfera não é facilmente visualizada assim como ocorre em um carcinoma.

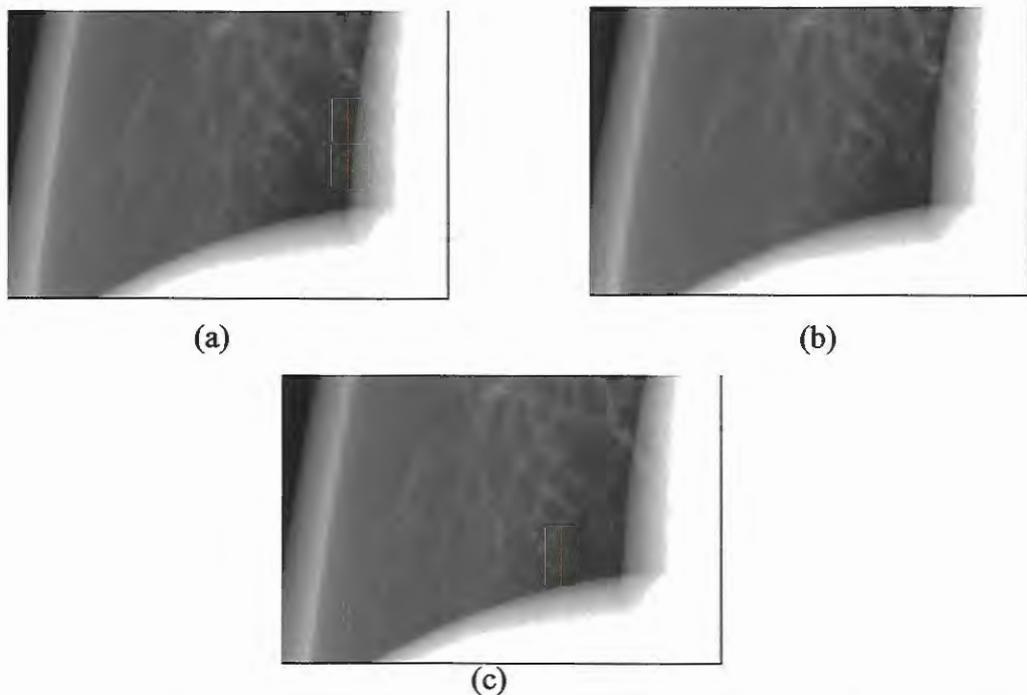


Figura 3.7 – Simulação de imagens patológicas. Há uma esfera de 8 mm de diâmetro em (a); (b) nódulo de 5 mm de diâmetro; nódulo de 20 mm de diâmetro. Fonte: Kitaoka (2002).

Kitaoka (2002) conclui que os resultados são promissores e por isso, o modelo será refinado para novos estudos morfológicos.

### 3.4 – Modelagem de Curvas e Superfícies

A descrição geométrica da fronteira de um sólido pode ser considerada como um conjunto de superfícies e curvas que representam as faces e arestas do sólido. Essas superfícies e curvas devem ser representadas analiticamente para se obter informações geométricas do sólido representado (FILHO, 1998).

Segundo Filho (1998), as superfícies planas ou quádricas são suficientes para muitas aplicações, mas em um sistema mais completo, há a necessidade de considerar superfícies e curvas com formatos mais complexos e pré-determinados. Certas curvas e superfícies podem ser obtidas a partir de um conjunto de pontos conhecidos, denominados pontos de controle. Uma técnica para obter uma representação analítica é a interpolação, sendo mais usual a interpolação polinomial.

Geralmente, como o número de pontos de controle é grande, interpolações polinomiais podem oscilar muito em relação ao conjunto de pontos de controle, produzindo resultado indesejável. Outra alternativa é considerar interpolações por partes, sendo que na intersecção tenha um certo grau de diferença. Esse tipo de interpolação é denominado interpolação por Splines, sendo que a mais utilizada é a interpolação Splines cúbica, isto é, cada parte é um polinômio cúbico e nas intersecções, tem segunda derivada contínua. No entanto, em classes de problemas que envolvem o projeto de forma que devem satisfazer tantos requisitos estéticos quanto funcionais essa técnica também não produz os resultados desejados. Filho (1998); Hu e Sheu (2000) descrevem que a técnica que produz melhores resultados estéticos e funcionais, cuja forma é facilmente controlada pelo conjunto de pontos de controle, é a B-splines, eq. (3.6).

$$x(t) = \sum_{i=0}^m p_i B_{i,k}(t) \quad (3.6)$$

onde  $p_i$  ( $i=0, \dots, m$ ) são os pontos de controle;  $k$  ( $k > 0$ ) é o grau da B-spline que se quer usar;  $t$  é cada nó da parametrização; as funções base  $B_{i,k}(t)$  são definidas pela forma recursiva Cox (1971)\* de Boor (1972)\* apud (HU e SHEU, 2000).

---

\* Cox, M. G. (1971). *The Numerical Evaluation of B-splines*. Division of Analysis and Computing, National Physical Laboratory, DNAC 4, Teddington, England, U.K. Vozes apud Hu, W. C.; Sheu, H. T. (2000). Quadratic b-spline for curve fitting. *Proc. Natl. Sci. Counc. ROC(A)* v. 24, n. 5, 2000. p. 373-381.

\* de Boor, C. (1972). On calculating with b-splines. *J. Approx. Theory*, 6, 50-62. Vozes apud Hu, W. C.; Sheu, H. T. (2000). Quadratic b-spline for curve fitting. *Proc. Natl. Sci. Counc. ROC(A)* v. 24, n. 5, 2000. p. 373-381.

# Capítulo 4

## Metodologia

### 4.1 – Determinação dos Modelos Anatômicos

Para representar a caixa torácica, adotamos um modelo anatômico que considera arcos costais, esterno, clavículas, escápulas, vértebras torácicas, discos intervertebrais, diafragma e pele. Para as estruturas pulmonares, consideramos a traquéia; os brônquios principais, lobares e segmentares; os bronquíolos terminais; os bronquíolos respiratórios e as ramificações arteriais. As estruturas que consideramos estão descritas no capítulo 2. Definimos que o número de divisões da traquéia até os bronquíolos respiratórios é de 10 a 32 divisões, como referem Horsfield e Cumming (1968); que os bronquíolos terminais são ramos entre 0,7 mm e 0,45 mm de diâmetros e os bronquíolos respiratórios são ramos com diâmetros entre 0,45 mm e 0,2 mm (HANSEN e AMPAYA, 1975; HORSFIELD et al., 1971).

### 4.2 – Cálculo das Estruturas da Caixa Torácica

Com exceção das vértebras torácicas, representadas por cilindros sobrepostos, para modelar as estruturas da caixa torácica desenvolvemos um algoritmo baseado em conjuntos de pontos de controle, dispostos de tal maneira que, quando interpolados, fornecem formas geométricas próximas às das estruturas reais. O número de pontos de cada conjunto varia conforme as características anatômicas da estrutura representada e deve ser suficiente para representar os arcos costais à direita, esterno, clavícula à direita, escápula à direita e pele. Consideramos que os hemitórax são simétricos verticalmente, sendo, portanto, possível representar o hemitórax esquerdo por correspondência. As

vértebras torácicas dividem a caixa torácica em duas partes iguais, as quais, identificamos como semiplano  $a$ , para o hemitórax direito, e semiplano  $\hat{a}$ , para o esquerdo. Portanto, se um ponto  $(x,y)$  é localizado em  $a$ , por correspondência, esse ponto em  $\hat{a}$  será  $(-x,y)$ . Com esse procedimento representamos as estruturas no hemitórax esquerdo, com exceção do diafragma que apresenta diferenças em suas cúpulas, para o qual determinamos um conjunto de pontos que considera as particularidades observadas em cada lado.

A partir dos pontos de controle, a forma geométrica de cada estrutura é definida interpolando cada conjunto com coordenadas  $(x,y)$ . Adotamos a técnica de interpolação B-Splines, eq. (3.6), que segundo Filho (1998), Hu e Sheu (2000), produz melhores resultados estéticos e funcionais.

#### **4.2.1 – Parâmetros Configuráveis para Modelar Diferentes Caixas Torácicas**

Projetamos o algoritmo para aceitar modificações em vários parâmetros da caixa torácica, permitindo representar as variações anatômicas. Esses parâmetros são:

- altura e diâmetro do tórax;
- diâmetros dos arcos costais;
- dimensões das clavículas e da silhueta cardíaca;
- espessuras das escápulas, esterno, diafragma e pele;
- diâmetro da primeira vértebra torácica e percentual de aumento.

Os valores do espaço intercostal e do comprimento de cada vértebra torácica são obtidos dividindo a altura do tórax por 12 (número de arcos costais). O percentual de aumento determina quanto o diâmetro de cada vértebra é maior que o da vértebra anterior. A silhueta cardíaca é utilizada para determinar as bordas pulmonares.

#### **4.2.2 – Identificação dos Pontos de Controle das Estruturas Torácicas**

Identificamos os pontos de controle pelas letras iniciais de cada estrutura torácica seguido das letras D ou E para identificar o hemitórax ao qual ele pertence e por um número seqüencial. Acrescentamos ainda, um numeral ordinal aos arcos costais, diferenciando cada um dos doze existentes. A identificação do hemitórax também foi

incluída nos pontos das clavículas e das escápulas. Na Tabela 4.1 mostramos o formato seguido.

Tabela 4.1 – Formato seguido para identificar os pontos de controle das estruturas torácicas.

<b>Estrutura</b>	<b>Identificação</b>
Arco Costal Esterno	numeral ordinal_A_hemitórax_número do ponto
<i>Manúbrio</i>	M_número do ponto
<i>Corpo</i>	C_número do ponto
<i>Processo Xifóide</i>	PX_número do ponto
Clavícula	CL_hemitórax_número do ponto
Escápula	E_hemitórax_número do ponto
Diafragma	D_número do ponto
Pele	P_número do ponto

A seguir, descrevemos como estabelecemos os conjuntos de pontos dos arcos costais, esterno, clavícula, escápula e pele para o hemitórax direito, bem como os pontos de controle do diafragma.

### 4.2.3 – Determinação dos Pontos de Controle dos Arcos Costais à Direita

Utilizamos 5 pontos de controle para representar os arcos à direita. A Tabela 4.2 apresenta as coordenadas (x,y) de cada um. A disposição desses pontos e o delineamento proporcionado estão na Figura 4.1.

Tabela 4.2 – Valores das coordenadas (x,y) dos 5 pontos de controle do primeiro arco costal à direita.

<b>Pontos de Controle do Primeiro Arco Costal à Direita</b>	<b>Valores das Coordenadas</b>	
	<b>x</b>	<b>y</b>
1°_A_D_1	1150	168
2°_A_D_2	1120	201
3°_A_D_3	1116	267
4°_A_D_4	1125	316
5°_A_D_5	1150	333

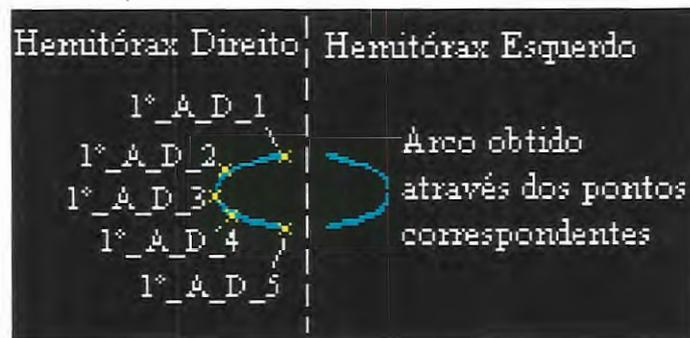


Figura 4.1 – Disposição de cada ponto de controle do primeiro arco à direita.

O segundo arco à direita tem os mesmos valores das coordenadas (x) dos pontos de controle do primeiro arco, porém, aos valores das coordenadas (y) é somado o valor do espaço intercostal. Esse processo é repetido para os 12 arcos costais à direita, determinando assim, todos os pontos de controles necessários para a representação de cada uma dessas estruturas (Figura 4.2).

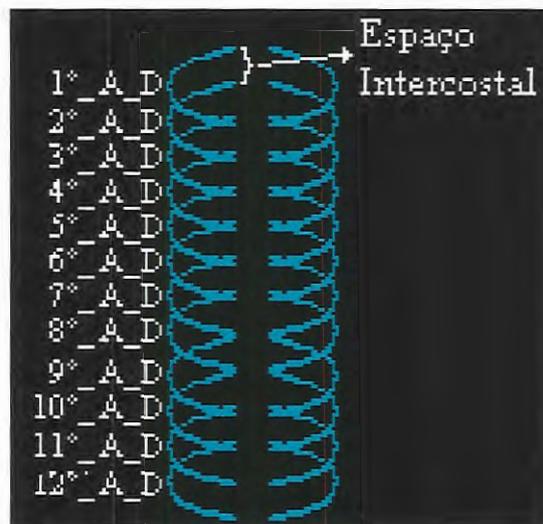


Figura 4.2 – Representação dos doze arcos à direita após considerar o espaço intercostal.

Determinamos que na caixa torácica os arcos costais aumentam até o sexto arco e depois diminuem até o duodécimo arco. Para simular essa característica, estabelecemos que o sexto arco representa o diâmetro do tórax e que os demais têm seus tamanhos obtidos através de percentuais desse valor, ver Tabela 4.3. Esses percentuais foram modificados até obter características visuais próximas às das estruturas reais (Figura 4.3).

Tabela 4.3 – Percentuais para cada arco costal à direita em relação ao diâmetro do tórax definido para o 6° A. D.

Arcos Costais à Direita	Percentual (%) do diâmetro da caixa torácica
1°_A_D	30
2°_A_D	37,5
3°_A_D	42
4°_A_D	44
5°_A_D	46,75
6°_A_D	50
7°_A_D	48,5
8°_A_D	48,5
9°_A_D	48,35
10°_A_D	48,25
11°_A_D	48
12°_A_D	47,75

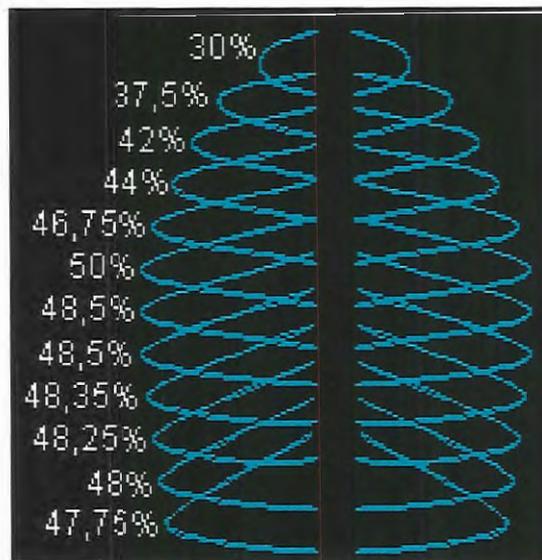


Figura 4.3 – Delineamento dos arcos costais à direita após considerar os percentuais de aumento.

#### 4.2.3.1 - Segundo Arco Costal

O espaço intercostal entre o primeiro e segundo arco é menor na junção, tanto com a coluna vertebral, quanto com o esterno. Portanto, entre o ponto 1°\_A\_D\_1 e 2°\_A\_D\_1, utilizamos 25% do valor do espaço intercostal, ao invés do valor total. Na junção com o esterno, o espaço entre o ponto 1°\_A\_D\_5 e 2°\_A\_D\_5 representa 50% do valor do espaço intercostal. Na Tabela 4.4 mostramos a configuração para cada ponto do segundo arco costal, sendo que esses valores também foram obtidos

experimentalmente. A Figura 4.4 mostra a disposição de cada ponto e o delineamento conseguido com os valores apresentados na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 – Percentual (%) do espaço intercostal a ser acrescentado em cada ponto de controle do segundo arco à direita.

Pontos de Controle do Segundo Arco à Direita	Percentual (%) do espaço intercostal
2°_A_D_1	25
2°_A_D_2	100
2°_A_D_3	100
2°_A_D_4	100
2°_A_D_5	50

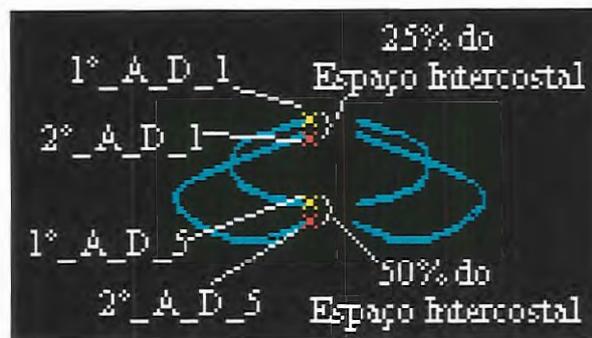


Figura 4.4 – Delineamento do segundo arco após alterações no valor do espaço intercostal.

A utilização de um valor menor para determinar a coordenada (y) do 2°\_A\_D\_5 reflete nos pontos correspondentes dos arcos seguintes, proporcionando uma elevação das extremidades anteriores destes.

#### 4.2.3.2 – Oitavo, Nono e Décimo Arcos Costais

Os arcos costais oito, nove e dez se unem ao sétimo arco que, por sua vez, se liga ao esterno. Para representar essa característica, subtraímos das coordenadas (x) dos pontos 9°\_A\_D\_5 e 10°\_A\_D\_5, 15% e 20% do valor do espaço intercostal, respectivamente. Além disso, acrescentamos o valor do diâmetro do arco costal às coordenadas (y) dos pontos 8°\_A\_D\_5, 9°\_A\_D\_5 e 10°\_A\_D\_5, ao invés do valor do espaço intercostal. Esse procedimento permite unir essas estruturas sem que ocorra uma superposição. Na Tabela 4.5 mostramos a configuração das coordenadas (x,y) do 5°

ponto de controle dos arcos costais à direita oito, nove e dez. Na Figura 4.5 mostramos os delineamentos proporcionados com as alterações apresentadas na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 – Configuração das coordenadas do 5º ponto de controle dos arcos oito, nove e dez.

Pontos de Controle	Valores das Coordenadas	
	x	y
8°_A_D_5	Sem alterações	(y) (7°_A_D_5) + diâmetro do arco costal
9°_A_D_5	(x) (9°_A_D_5) - 15% do espaço intercostal	(y) (8°_A_D_5) + diâmetro do arco costal
10°_A_D_5	(x) (10°_A_D_5) - 20% do espaço intercostal	(y) (9°_A_D_5) + diâmetro do arco costal

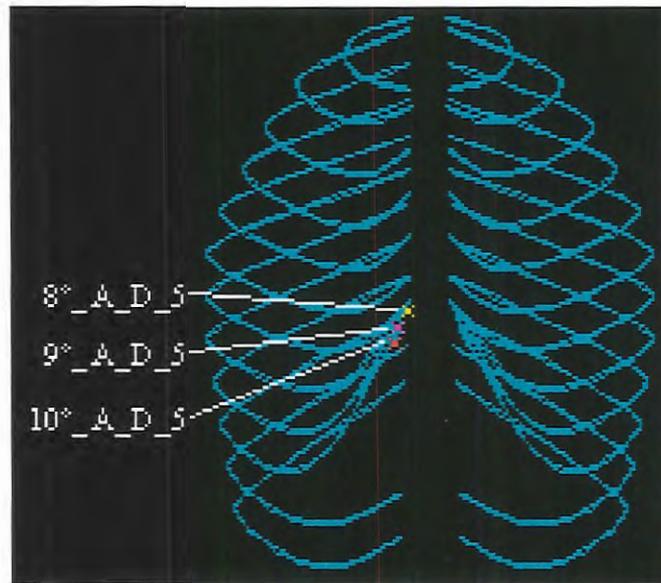


Figura 4.5 – Delineamentos dos arcos 8, 9 e 10 após alterar os pontos 8°\_A\_D\_5, 9°\_A\_D\_1 e 10°\_A\_D\_1.

#### 4.2.3.3 – Undécimo e Duodécimo Arcos Costais

O undécimo e duodécimo arcos, chamados de flutuantes, são curtos, e terminam entre os músculos da parede ântero-lateral do abdome. Para representar essas particularidades, no undécimo arco à direita descartamos o último ponto de controle. Os valores das coordenadas (y) dos pontos 11°\_A\_D\_2 ao 11°\_A\_D\_4 são determinados com 25% do valor total do espaço intercostal. Já o duodécimo arco à direita é representado somente pelos primeiros dois pontos de controle, sendo que determinamos

a coordenada (y) do 12°\_A\_D\_2 somando 50% do valor do espaço intercostal, ao invés do valor total. Na Tabela 4.6 mostramos os percentuais adicionados às coordenadas (y) para representar essas estruturas. A disposição desses pontos e os respectivos delineamentos estão na Figura 4.6.

Tabela 4.6 – Percentuais, dos espaços intercostais a serem adicionados as coordenadas (y) de cada ponto do undécimo e duodécimo arcos à direita. N.U. – ponto de controle não utilizado na representação.

Pontos de Controle	Valor (%) do espaço intercostal acrescido à coordenada (y) de cada ponto de controle
11°_A_D_1	100
11°_A_D_2	25
11°_A_D_3	25
11°_A_D_4	25
11°_A_D_5	N.U.
12°_A_D_1	100
12°_A_D_2	50
12°_A_D_3	N.U.
12°_A_D_4	N.U.
12°_A_D_5	N.U.

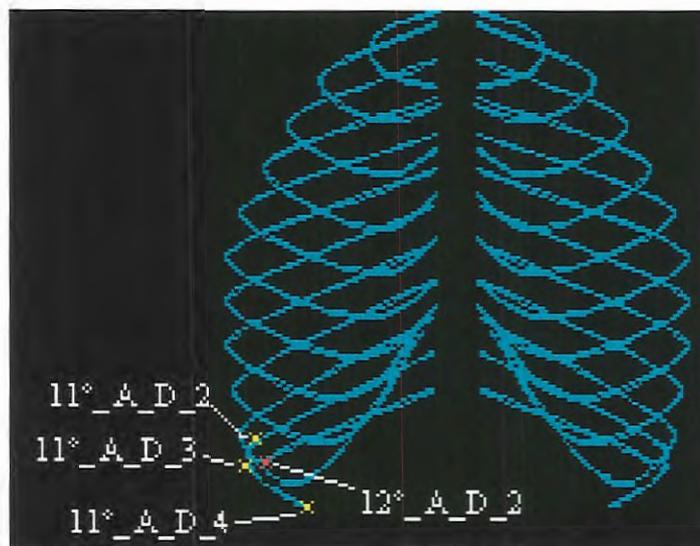


Figura 4.6 – Delineamentos dos arcos 10 e 11 após alterar seus pontos de controle.

#### 4.2.4 – Determinação dos Pontos de Controle do Esterno

Para representar o esterno, estabelecemos que as coordenadas (x,y) dos pontos 1°\_A\_D\_5 ao 9°\_A\_D\_5 determinam a borda referente ao hemitórax direito. A borda referente ao hemitórax esquerdo é obtida por similaridade, considerando a largura do

esterno que estabelecemos como sendo o valor do diâmetro da primeira vértebra torácica. Como o esterno possui três partes, tendo cada uma delas suas características, descrevemos a seguir como modificamos os pontos de controle para representá-las.

#### 4.2.4.1 - Manúbrio

Para representar o manúbrio com suas incisuras, utilizamos 5 pontos de controle, sendo que os valores das coordenadas (x,y) dos pontos M\_1, M\_2 e M\_3 recebem os valores das coordenadas do ponto 1°\_A\_D\_5, acrescidos de porcentagens do diâmetro da primeira vértebra torácica, como mostramos na Tabela 4.7 e na Figura 4.7, onde apresentamos uma esquematização desta configuração.

Tabela 4.7 – Configuração dos pontos de controle do manúbrio.

Pontos de Controle do Manúbrio	Valores das Coordenadas	
	x	y
M_1	(x) (1°_A_D_5) + 50% do diâmetro da primeira vértebra	(y) (1°_A_D_5) + 15% do espaço intercostal
M_2	(x) (1°_A_D_5) + 25% do diâmetro da primeira vértebra	(y) (1°_A_D_5)
M_3	(x) (1°_A_D_5)	(y) (1°_A_D_5) + 25% do espaço intercostal
M_4	(x) (2°_A_D_5)	(y) 2°_A_D_5
M_5	(x) (2°_A_D_5) + 15% do diâmetro da primeira vértebra	(y) (2°_A_D_5)

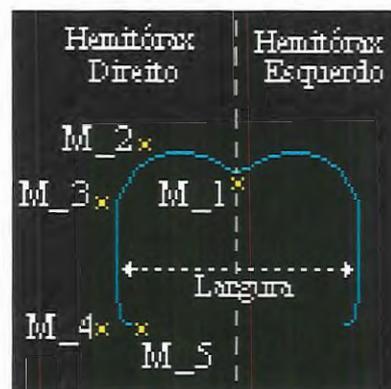


Figura 4.7 – Esquematização mostrando a disposição dos pontos de controle do manúbrio.

#### 4.2.4.2 – Corpo do Esterno

Representamos o corpo do esterno com 6 pontos de controle. O ponto de controle C\_1 recebe as coordenadas (x,y) do M\_5. Dessa forma, garantimos a articulação entre as duas estruturas. Os próximos cinco pontos têm os valores das coordenadas (x,y) dos pontos 3°\_A\_D\_5 ao 7°\_A\_D\_5, respectivamente, e na coordenada (x) do ponto C\_6, adicionamos 30% do valor do diâmetro da primeira vértebra, representando o início da articulação do corpo com o processo xifóide. Na Tabela 4.8 mostramos a configuração dos pontos de controle do corpo do esterno e na Figura 4.8 apresentamos uma esquematização para mostrar essa configuração.

Tabela 4.8 – Configuração dos pontos de controle do corpo do esterno.

Pontos de Controle do Corpo do Esterno	Valores das Coordenadas	
	x	y
C_1	(x) (M_5)	(y) (M_5)
C_2	(x) (3°_A_D_5)	(y) (3°_A_D_5)
C_3	(x) (4°_A_D_5)	(y) (4°_A_D_5)
C_4	(x) (5°_A_D_5)	(y) (5°_A_D_5)
C_5	(x) (6°_A_D_5)	(y) (6°_A_D_5)
C_6	(x) (7°_A_D_5) + 30% do diâmetro da primeira vértebra torácica	(y) (7°_A_D_5)

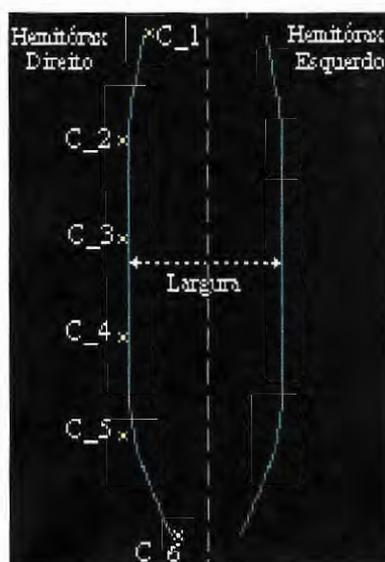


Figura 4.8 – Esquematização mostrando a disposição dos pontos de controle do corpo do esterno.

#### 4.2.4.3 - Processo Xifóide

Utilizamos 3 pontos de controle para representar o processo xifóide com forma geométrica bilobada, com 40% da largura do esterno, ao invés do valor total, pelo fato dessa região ser menor que o manúbrio e o corpo. No ponto de controle PX\_1, as coordenadas (x,y) têm os mesmos valores das coordenadas do ponto C\_6, proporcionando a articulação entre o corpo e o processo xifóide. As coordenadas dos demais pontos estão na Tabela 4.9 e, na Figura 4.9, mostramos uma esquematização destas. A Figura 4.10 mostra o delineamento completo do esterno.

Tabela 4.9 – Configuração dos pontos de controle do processo xifóide.

Pontos de Controle do Processo Xifóide	Valores das Coordenadas	
	x	y
PX_1	(x) (C_6)	(y) (C_6)
PX_2	(x) (C_6)	(y) (8°_A_D_5)
PX_3	(x) (C_6) + 20% do diâmetro da primeira vértebra	(y) (9°_A_D_3)

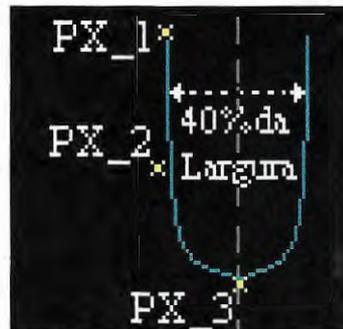


Figura 4.9 – Esquematização mostrando a disposição dos pontos de controle do processo xifóide.

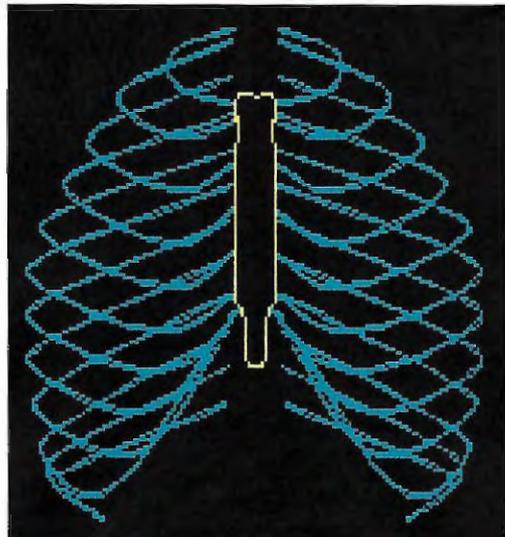


Figura 4.10 – Representação do esterno em relação aos arcos costais.

## 4.2.5 - Determinação dos Pontos de Controle da Clavícula à Direita

Para a clavícula, utilizamos 4 pontos de controle, sendo que as coordenadas (x,y) do CL\_D\_1 têm os mesmos valores das coordenadas (x,y) do ponto M\_2, permitindo representar a articulação entre as duas estruturas. No ponto de controle CL\_D\_2, estabelecemos que os valores das coordenadas (x,y) são os mesmos das coordenadas (x,y) do ponto 1°\_A\_D\_4 para representar a posição da clavícula ao nível do primeiro arco costal. Na Tabela 4.10 mostramos a configuração dos pontos de controle da clavícula e, na Figura 4.11, apresentamos o delineamento conseguido com essa configuração.

Tabela 4.10 – Configuração dos pontos de controle da clavícula à direita.

Pontos de Controle da Clavícula à Direita	Valores das Coordenadas	
	x	y
CL_D_1	(x) (M_2)	(y) (M_2)
CL_D_2	(x) (1°_A_D_4)	(y) (1°_A_D_4)
CL_D_3	(x) (4°_A_D_3)	(y) (1°_A_D_3)
CL_D_4	(x) (CL_D_1) - comprimento da clavícula	(y) (3°_A_D_1)

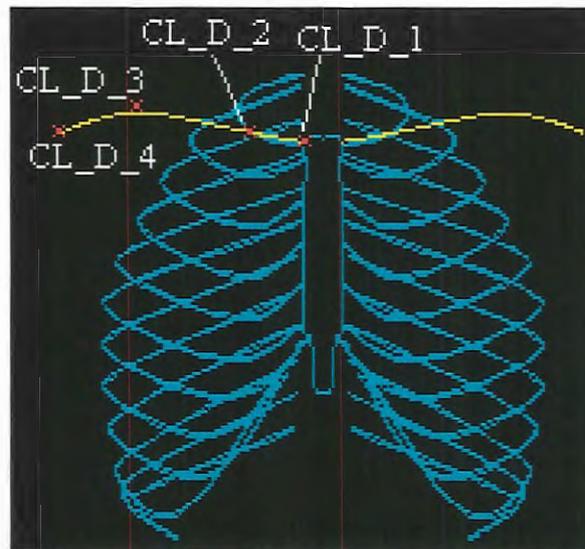


Figura 4.11 – Disposição dos pontos de controle da clavícula e o delineamento proporcionado.

## 4.2.6 – Determinação dos Pontos de Controle da Escápula à Direita

A escápula foi determinada com 18 pontos de controle. Do ponto de controle E\_D\_1 ao E\_D\_9, as coordenadas (x,y) têm valores definidos com base nas coordenadas dos pontos 2°\_A\_D\_2 ao 7°\_A\_D\_2. Os cálculos das coordenadas (x) dos próximos pontos de controle são feitos com base em valores obtidos através de percentuais da largura máxima da escápula. Como a clavícula articula-se em sua extremidade com a escápula, determinamos que a largura máxima desta é o valor obtido entre as coordenadas (x) dos pontos E\_D\_1 e CL\_D\_4. Na Tabela 4.11 mostramos a configuração dos pontos de controle da escápula à direita e, na Figura 4.12, a localização destes. A Figura 4.13 mostra as escápulas posicionadas em relação à clavícula e aos arcos costais.

Tabela 4.11 – Configuração dos pontos de controle da escápula à direita.

Pontos de Controle da Escápula à Direita	Valores das Coordenadas	
	x	y
E_D_1	(x) (2°_A_D_2)	(y) (2°_A_D_2)
E_D_2	(x) (2°_A_D_2) - 2% da largura escápula	(y) (2°_A_D_2) + 5% do espaço intercostal
E_D_3	(x) (3°_A_D_2)	(y) (3°_A_D_2)
E_D_4	(x) (4°_A_D_2)	(y) (4°_A_D_2)
E_D_5	(x) (5°_A_D_2)	(y) (5°_A_D_2)
E_D_6	(x) (6°_A_D_2)	(y) (6°_A_D_2)
E_D_7	(x) (7°_A_D_2) + 2% da largura escápula	(y) (7°_A_D_2) - 5% do espaço intercostal
E_D_8	(x) (7°_A_D_2)	(y) (7°_A_D_2)
E_D_9	(x) (7°_A_D_2) - 2% da largura escápula	(y) (7°_A_D_2) - 5% do espaço intercostal
E_D_10	(x) (E_D_5) - 25% da largura escápula	(y) (E_D_5)
E_D_11	(x) (E_D_4) - 25% da largura escápula	(y) (E_D_4)
E_D_12	(x) (E_D_11) - 5% da largura escápula	(y) (E_D_11) - 15% do espaço intercostal
E_D_13	(x) (E_D_11)	(y) (E_D_3)
E_D_14	(x) (CL_D_4)	(y) (CL_D_4)
E_D_15	(x) (CL_D_4) + 10% da largura escápula	(y) (E_D_14) - 10% do espaço intercostal
E_D_16	(x) (E_D_5)	(y) (E_D_14)
E_D_17	(x) (2°_A_D_2) - 2% da largura escápula	(y) (2°_A_D_2)
E_D_18	(x) (E_D_1)	(y) (E_D_1)

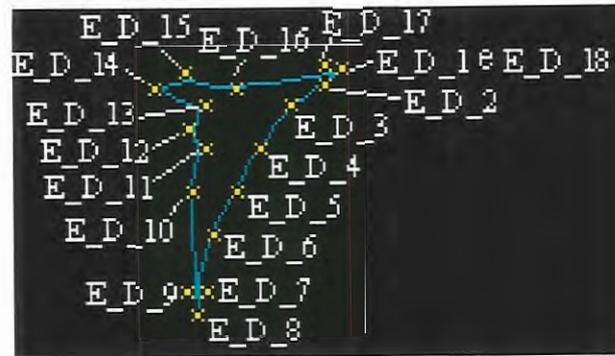


Figura 4.12 – Localização dos pontos de controle da escápula à direita com o delineamento proporcionado.

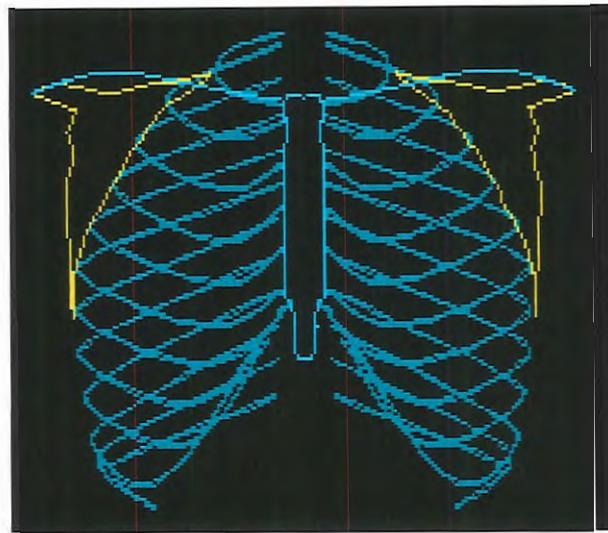


Figura 4.13 - Escápulas posicionadas em relação à clavícula e aos arcos costais.

#### 4.2.7 - Determinação dos Pontos de Controle do Diafragma

Para representar as particularidades anatômicas do diafragma, utilizamos 12 pontos de controle, que têm as mesmas coordenadas de pontos do processo xifóide e arcos costais. Na Tabela 4.12 mostramos a configuração dos pontos de controle do diafragma e, na Figura 4.14, mostramos o delineamento conseguido com essa configuração.

Tabela 4.12 – Configuração dos pontos de controle do diafragma.

Pontos de Controle do Diafragma	Valores das Coordenadas	
	x	y
D_1	(x) (PX_2)	(y) (PX_2)
D_2	(x) (6°_A_D_4)	(y) (6°_A_D_4)

Pontos de Controle do Diafragma	Valores das Coordenadas	
	x	y
D_3	(x) (6°_A_D_4) - o valor total do espaço intercostal	(y) (6°_A_D_4) + 15% do espaço intercostal
D_4	(x) (9°_A_D_3)	(y) (9°_A_D_3)
D_5	(x) (11°_A_D_3)	(y) (11°_A_D_3) - 10% do espaço intercostal
D_6	(x) (11°_A_D_3)	(y) (11°_A_D_3)
D_7	(x) (PX_3)	(y) (11°_A_D_4)
D_8	(x) (11°_A_E_3)	(y) (11°_A_E_3)
D_9	(x) (11°_A_E_3)	(y) (11°_A_E_3) - 10% do espaço intercostal
D_10	(x) (9°_A_E_3)	(y) (9°_A_E_3)
D_11	(x) (7°_A_E_4) + 50% do espaço intercostal	(y) (7°_A_E_4) - 40% do espaço intercostal
D_12	(x) (D_1)	(y) (D_1)

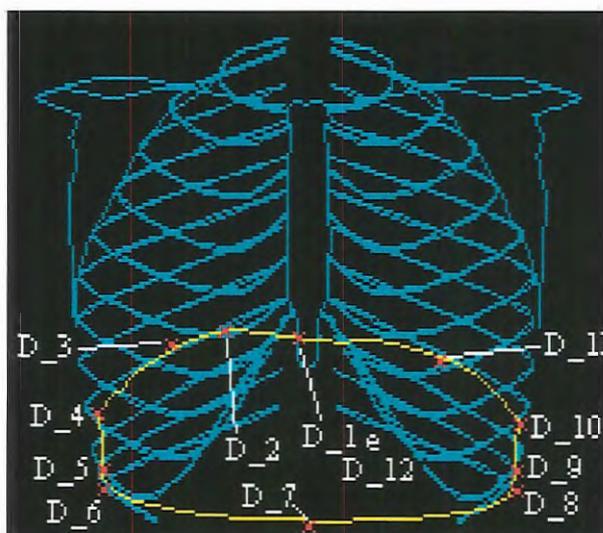


Figura 4.14 – Disposição dos pontos de controle do diafragma com o delineamento proporcionado.

#### 4.2.8 - Determinação dos Pontos de Controle da Pele

Para representar a pele que reveste a caixa torácica, utilizamos 13 pontos de controle, obtidos a partir de coordenadas (x,y) dos arcos costais, clavículas e escápulas que definem as margens da caixa torácica, como mostrado na Tabela 4.13 e na Figura 4.15.

Tabela 4.13 – Configuração dos 13 pontos de controle da pele.

Pontos de Controle da Pele	Valores das Coordenadas	
	x	y
P_1	(x) (2°_A_D_1)	(y) (1°_A_D_1) - o valor total do espaço intercostal
P_2	(x) (2°_A_D_1)	(y) (2°_A_D_1)
P_3	(x) (CL_D_3)	(y) (CL_D_3)
P_4	(x) (E_D_15)	(y) (E_D_15)
P_5	(x) (CL_D_4)	(y) (CL_D_4)
P_6	(x) (E_D_13)	(y) (E_D_13)
P_7	(x) (E_D_12)	(y) (E_D_12)
P_8	(x) (E_D_10)	(y) (E_D_10)
P_9	(x) (7°_A_D_3)	(y) (7°_A_D_3)
P_10	(x) (10°_A_D_3)	(y) (10°_A_D_3)
P_11	(x) (11°_A_D_3)	(y) (11°_A_D_3)
P_12	(x) (11°_A_D_4)	(y) (11°_A_D_4)
P_13	(x) (PX_3)	(y) (11°_A_D_4) + 2% do espaço intercostal

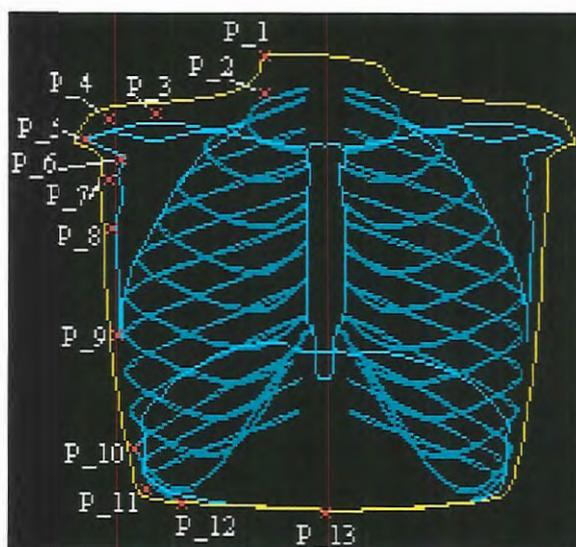


Figura 4.15 – Localização dos pontos de controle da pele com o delineamento proporcionado.

## 4.2.9 - Determinação das Bordas Pulmonares

Para representar as vias aéreas dentro da caixa torácica é necessário limitar o crescimento dos ramos e organizar adequadamente as estruturas dentro da caixa torácica. Para isso, determinamos bordas para cada um dos pulmões que são identificadas como Borda Anterior à Direita (B\_A\_D), Borda Anterior à Esquerda (B\_A\_E), Borda Posterior à Direita (B\_P\_D) e Borda Posterior à Esquerda (B\_P\_E).

Representamos essas bordas interpolando os pontos de controle obtidos a partir das estruturas da caixa torácica.

#### 4.2.9.1 – Borda Anterior à Direita

Consideramos na Borda Anterior à Direita as silhuetas provocadas pelo Átrio Direito, localizado junto ao diafragma, pela veia cava superior, localizada logo acima do Átrio Direito, e pela cúpula diafragmática. Isso foi possível com 22 pontos de controle, que permitem representar a borda com um cume arredondado, cujas coordenadas são apresentadas na Tabela 4.14 e o delineamento na Figura 4.16.

Tabela 4.14 – Configuração dos 22 pontos de controle da Borda Anterior à Direita.

Pontos de Controle da Borda Anterior à Direita	Valores das Coordenadas	
	x	y
B_A_D_1	(x) (2°_A_D_1)	(y) (2°_A_D_1)
B_A_D_2	(x) (2°_A_D_3)	(y) (2°_A_D_3)
B_A_D_3	(x) (3°_A_D_3)	(y) (3°_A_D_3)
B_A_D_4	(x) (4°_A_D_3)	(y) (4°_A_D_3)
B_A_D_5	(x) (5°_A_D_3)	(y) (5°_A_D_3)
B_A_D_6	(x) (6°_A_D_3)	(y) (6°_A_D_3)
B_A_D_7	(x) (7°_A_D_3)	(y) (7°_A_D_3)
B_A_D_8	(x) (8°_A_D_3)	(y) (8°_A_D_3)
B_A_D_9	(x) (D_4) - 5% do espaço intercostal	(y) (D_4) - 10% do espaço intercostal
B_A_D_10	(x) (D_4)	(y) (D_4)
B_A_D_11	(x) (D_4) + 5% do espaço intercostal	(y) (D_4) - 10% do espaço intercostal
B_A_D_12	(x) (D_3)	(y) (D_3)
B_A_D_13	(x) (D_2)	(y) (D_2)
B_A_D_14	(x) (10°_A_D_1) - 34% do espaço intercostal	(y) (10°_A_D_1) - 10% do espaço intercostal
B_A_D_15	(x) (10°_A_D_1)	(y) (10°_A_D_1)
B_A_D_16	(x) (10°_A_D_1) - 17% do valor da silhueta cardíaca	(y) (10°_A_D_1) - 10% do espaço intercostal
B_A_D_17	(x) (9°_A_D_1) - 34% do valor da silhueta cardíaca	(y) (9°_A_D_1)
B_A_D_18	(x) (8°_A_D_1) - 34% do valor da silhueta cardíaca	(y) (8°_A_D_1)
B_A_D_19	(x) (5°_A_D_1)	(y) (5°_A_D_1)
B_A_D_20	(x) (4°_A_D_1)	(y) (4°_A_D_1)
B_A_D_21	(x) (3°_A_D_1) - 25% do espaço intercostal	(y) (3°_A_D_1)
B_A_D_22	(x) (B_A_D_1)	(y) (B_A_D_1)

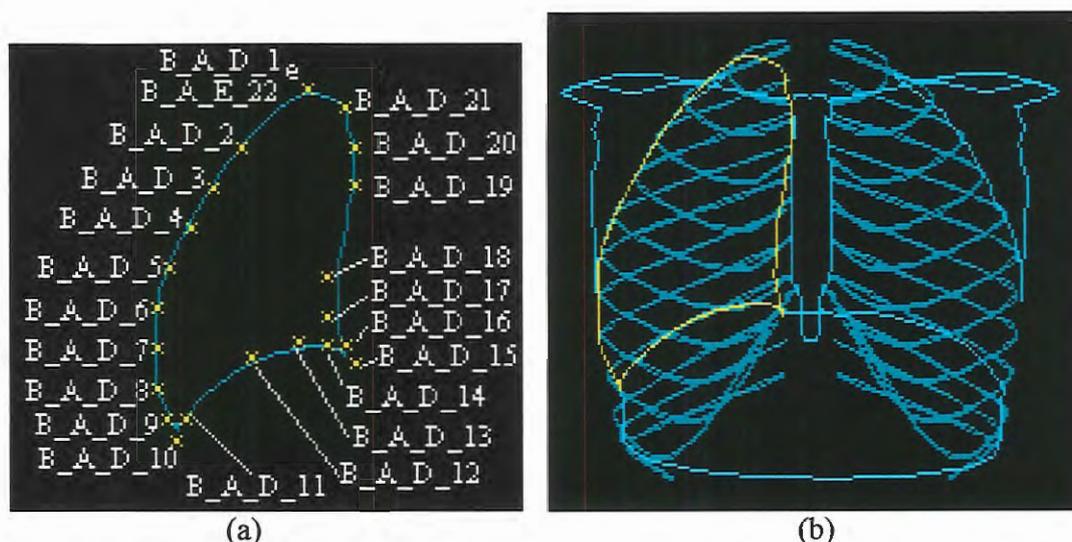


Figura 4.16 – Borda Anterior à Direita. (a) disposição dos pontos de controle; (b) localização da borda em relação às demais estruturas torácicas.

#### 4.2.9.2 - Borda Posterior à Direita

Para representar a Borda Posterior à Direita utilizamos os procedimentos que definem a Borda Anterior à Direita, porém, alteramos alguns pontos de controle. Na Borda Posterior à Direita não consideramos os pontos de controle que permitem representar a cúpula diafragmática e o ângulo cárdio-frênico direito. O ponto de controle B\_P\_D\_12 recebe os valores das coordenadas do ponto 11°\_A\_D\_1, ao invés dos valores do ponto 10°\_A\_D\_1. Com essas modificações, prolongamos a base da Borda Posterior à Direita, em comparação com a Borda Anterior à Direita. Isso proporciona uma geometria pulmonar com aspecto visual próximo a dos pulmões reais. Na Tabela 4.15 mostramos a configuração dos 19 pontos de controle da Borda Posterior à Direita. A Figura 4.17 mostra a localização dos pontos e a representação conseguida com essa configuração.

Tabela 4.15 – Configuração dos 19 pontos de controle da Borda Posterior à Direita.

Pontos de Controle da Borda Posterior à Direita	Valores das Coordenadas	
	x	y
B_P_D_1	(x) (1°_A_D_2)	(y) (1°_A_D_2)
B_P_D_2	(x) (2°_A_D_3)	(y) (2°_A_D_3)
B_P_D_3	(x) (3°_A_D_3)	(y) (3°_A_D_3)
B_P_D_4	(x) (4°_A_D_3)	(y) (4°_A_D_3)
B_P_D_5	(x) (5°_A_D_3)	(y) (5°_A_D_3)
B_P_D_6	(x) (6°_A_D_3)	(y) (6°_A_D_3)

Pontos de Controle da Borda Posterior à Direita	Valores das Coordenadas	
	x	y
B_P_D_7	(x) (7°_A_D_3)	(y) (7°_A_D_3)
B_P_D_8	(x) (8°_A_D_3)	(y) (8°_A_D_3)
B_P_D_9	(x) (D_4) - 5% do espaço intercostal	(y) (D_4) - 10% do espaço intercostal
B_P_D_10	(x) (D_4)	(y) (D_4)
B_P_D_11	(x) (D_4) + 5% do espaço intercostal	(y) (D_4) - 5% do espaço intercostal
B_P_D_12	(x) (11°_A_D_1)	(y) (11°_A_D_1)
B_P_D_13	(x) (10°_A_D_1)	(y) (10°_A_D_1)
B_P_D_14	(x) (9°_A_D_1) - 34% do valor da silhueta cardíaca	(y) (9°_A_D_1)
B_P_D_15	(x) (8°_A_D_1) - 34% do valor da silhueta cardíaca	(y) (8°_A_D_1)
B_P_D_16	(x) (5°_A_D_1)	(y) (5°_A_D_1)
B_P_D_17	(x) (4°_A_D_1)	(y) (4°_A_D_1)
B_P_D_18	(x) (3°_A_D_1) - 25% do espaço intercostal	(y) (3°_A_D_1)
B_P_D_19	(x) (B P D 1)	(y) (B P D 1)

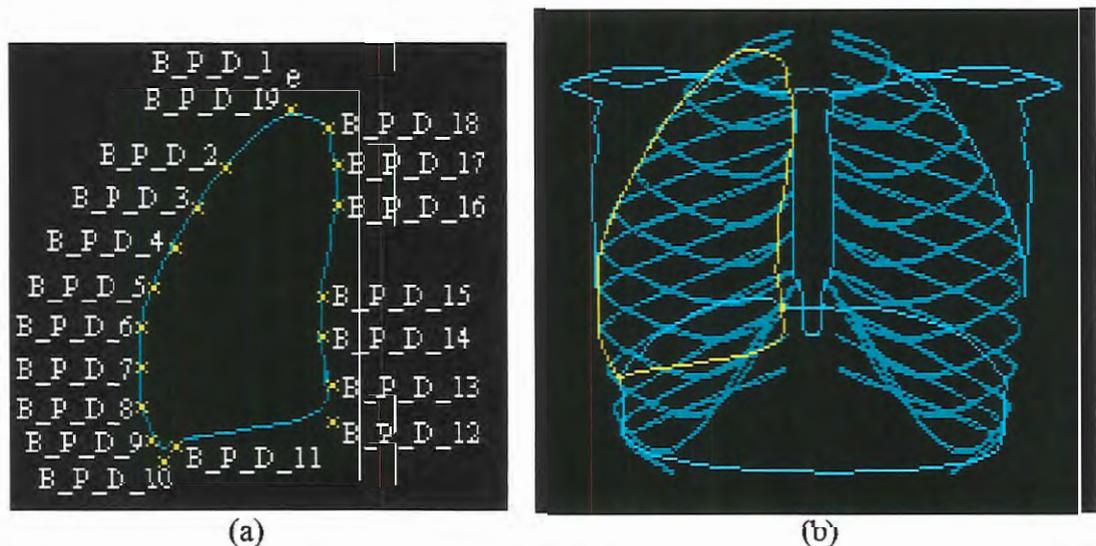


Figura 4.17 – Borda Posterior à Direita. (a) disposição dos pontos de controle; (b) localização da borda em relação às demais estruturas torácicas.

#### 4.2.9.3 - Borda Anterior à Esquerda

O pulmão esquerdo apresenta-se com a silhueta cardíaca esquerda tendo um formato característico com duas convexidades e uma concavidade. A primeira convexidade, na parte superior, é menor e representa o botão aórtico. Segue-se uma concavidade, o arco médio, que representa na sua porção superior o tronco da artéria

pulmonar. Abaixo do arco médio segue outra convexidade maior até o diafragma, representando a parede do ventrículo Esquerdo (GROSKIN, 1997). Para conseguir essas particularidades, utilizamos 22 pontos de controle, determinando assim, a Borda Anterior à Esquerda. Na Tabela 4.16 mostramos a configuração dos pontos de controle da Borda Anterior à Esquerda e, na Figura 4.18, a representação obtida com essa configuração.

Tabela 4.16 – Configuração dos 22 pontos de controle da Borda Anterior à Esquerda.

Pontos de Controle da Borda Anterior à Esquerda	Valores das Coordenadas	
	x	y
B_A_E_1	(x) (1°_A_E_2)	(y) (1°_A_E_2)
B_A_E_2	(x) (2°_A_E_3)	(y) (2°_A_E_3)
B_A_E_3	(x) (3°_A_E_3)	(y) (3°_A_E_3)
B_A_E_4	(x) (4°_A_E_3)	(y) (4°_A_E_3)
B_A_E_5	(x) (5°_A_E_3)	(y) (5°_A_E_3)
B_A_E_6	(x) (6°_A_E_3)	(y) (6°_A_E_3)
B_A_E_7	(x) (7°_A_E_3)	(y) (7°_A_E_3)
B_A_E_8	(x) (8°_A_E_3)	(y) (8°_A_E_3)
B_A_E_9	(x) (D_10) + 5% do espaço intercostal	(y) (D_10) - 10% do espaço intercostal
B_A_E_10	(x) (D_10)	(y) (D_10)
B_A_E_11	(x) (D_10) - 5% do espaço intercostal	(y) (D_10) - 10% do espaço intercostal
B_A_E_12	(x) (D_11)	(y) (D_11)
B_A_E_13	(x) (10°_A_E_1) + 25% do valor da silhueta cardíaca	(y) (10°_A_E_1)
B_A_E_14	(x) (10°_A_E_1) + 15% do valor da silhueta cardíaca	(y) (10°_A_E_1)
B_A_E_15	(x) (10°_A_E_1) + 20% do valor da silhueta cardíaca	(y) (10°_A_E_1) - 5% do espaço intercostal
B_A_E_16	(x) (9°_A_E_1) + 66% do valor da silhueta cardíaca	(y) (9°_A_E_1)
B_A_E_17	(x) (8°_A_E_1) + 15% do valor da silhueta cardíaca	(y) (8°_A_E_1)
B_A_E_18	(x) (6°_A_E_1) + 5% do valor da silhueta cardíaca	(y) (6°_A_E_1)
B_A_E_19	(x) (5°_A_E_1) + 15% do valor da silhueta cardíaca	(y) (5°_A_E_1)
B_A_E_20	(x) (4°_A_D_1)	(y) (4°_A_E_1)
B_A_E_21	(x) (3°_A_E_1) + 25% do espaço intercostal	(y) (3°_A_E_1)
B_A_E_22	(x) (B_A_E_1)	(y) (B_A_E_1)

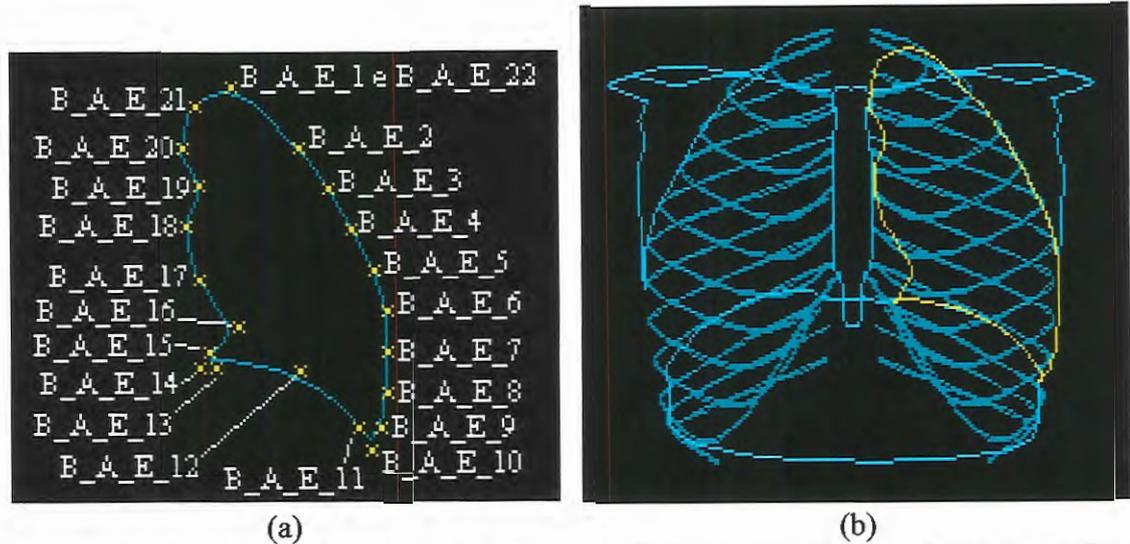


Figura 4.18 – Borda Anterior à Esquerda. (a) disposição dos pontos de controle; (b) localização da borda em relação às demais estruturas torácicas.

#### 4.2.9.4 - Borda Posterior à Esquerda

Representamos a Borda Posterior à Esquerda com os procedimentos que definem a Borda Anterior à Esquerda, porém, com diferenças em alguns pontos de controle. Como a Borda Posterior à Esquerda não apresenta as silhuetas do botão aórtico, do ventrículo esquerdo, da cúpula diafragmática esquerda e do ângulo cárdio-frênico esquerdo, as coordenadas (x,y) do ponto de controle B\_P\_E\_12 recebem os valores das coordenadas do ponto 11°\_A\_E\_1, ao invés dos valores do ponto 10°\_A\_E\_1. Com essas modificações, prolongamos a base da Borda Posterior à Esquerda, em comparação com a Borda Anterior à Esquerda. Na Tabela 4.17 mostramos a configuração dos 19 pontos de controle da Borda Posterior à Esquerda. A Figura 4.19 mostra a representação obtida com essa configuração.

Tabela 4.17 – Configuração dos 19 pontos de controle da Borda Posterior à Esquerda.

Pontos de Controle da Borda Posterior à Esquerda	Valores das Coordenadas	
	x	y
B_P_E_1	(x) (1°_A_E_2)	(y) (1°_A_E_2)
B_P_E_2	(x) (2°_A_E_3)	(y) (2°_A_E_3)
B_P_E_3	(x) (3°_A_E_3)	(y) (3°_A_E_3)
B_P_E_4	(x) (4°_A_E_3)	(y) (4°_A_E_3)
B_P_E_5	(x) (5°_A_E_3)	(y) (5°_A_E_3)
B_P_E_6	(x) (6°_A_E_3)	(y) (6°_A_E_3)
B_P_E_7	(x) (7°_A_E_3)	(y) (7°_A_E_3)
B_P_E_8	(x) (8°_A_E_3)	(y) (8°_A_E_3)

Pontos de Controle da Borda Posterior à Esquerda	Valores das Coordenadas	
	x	y
B_P_E_9	(x) (D_10) + 5% do espaço intercostal	(y) (D_10) + 10% do espaço intercostal
B_P_E_10	(x) (D_10)	(y) (D_10)
B_P_E_11	(x) (D_10) - 5% do espaço intercostal	(y) (D_10) - 5% do espaço intercostal
B_P_E_12	(x) (11°_A_E_1) + 15% do valor da silhueta cardíaca	(y) (11°_A_E_1)
B_P_E_13	(x) (9°_A_E_1) + 15% do valor da silhueta cardíaca	(y) (9°_A_E_1)
B_P_E_14	(x) (8°_A_E_1) + 12% do valor da silhueta cardíaca	(y) (8°_A_E_1)
B_P_E_15	(x) (6°_A_E_1) + 10% do valor da silhueta cardíaca	(y) (6°_A_E_1)
B_P_E_16	(x) (5°_A_E_1)	(y) (5°_A_E_1)
B_P_E_17	(x) (4°_A_D_1)	(y) (4°_A_E_1)
B_P_E_18	(x) (3°_A_E_1) + 25% do espaço intercostal	(y) (3°_A_E_1)
B_P_E_19	(x) (B_P_E_1)	(y) (B_P_E_1)

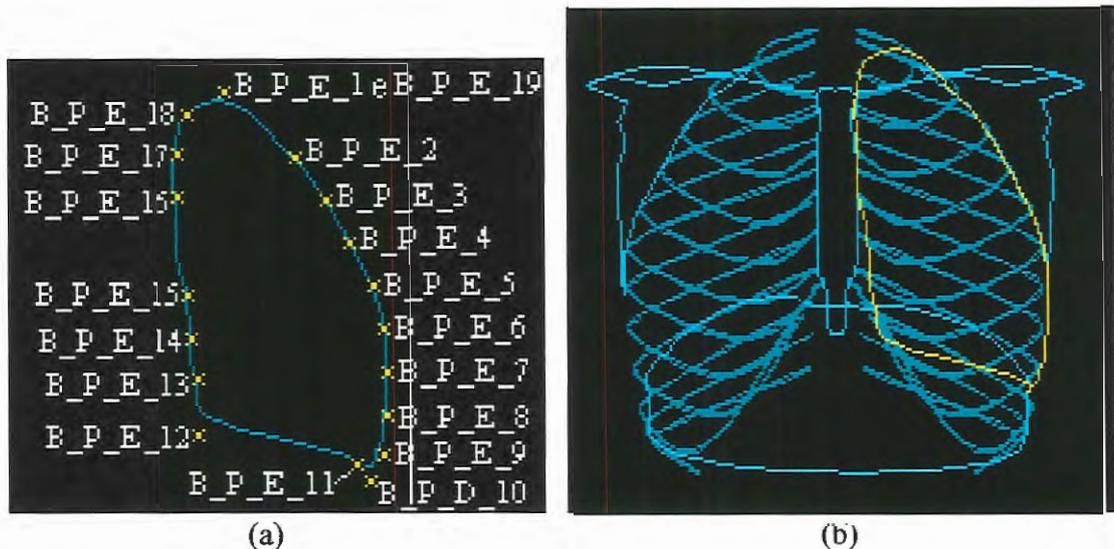


Figura 4.19 – Borda Posterior à Esquerda. (a) disposição dos pontos de controle; (b) localização da borda em relação às demais estruturas torácicas.

#### 4.2.10 - Determinação das Vértex Torácicas e Discos Intervertebrais

Definimos que as vértebras torácicas e os discos intervertebrais são representados com cilindros construídos a partir das coordenadas do primeiro arco costal, sendo que o término de cada estrutura (vértebra ou disco) é o início da outra.

Determinamos as respectivas dimensões a partir dos valores estabelecidos para a primeira vértebra torácica (comprimento, diâmetro e percentual de aumento). O comprimento de cada vértebra tem 70% do valor total e os outros 30% são para o disco intervertebral, considerando a descrição apresentada por Campos (2002), que os discos intervertebrais representam até 33% do comprimento da coluna. Além disso, após o primeiro disco intervertebral, o diâmetro de cada vértebra é obtido multiplicando o percentual de aumento pelo valor do diâmetro da vértebra precedente. Os cilindros são construídos até completar as 12 vértebras torácicas.

### 4.3 – Determinação de Estruturas Pulmonares Compatíveis com as Dimensões das Caixas Torácicas

Para que as variações das dimensões da caixa torácica estejam automaticamente consideradas nas dimensões da árvore brônquica e das ramificações, relacionamos os diâmetros, comprimentos e coordenadas (x,y) da traquéia, dos brônquios principais, lobares e segmentares com as dimensões e posições das estruturas torácicas. Para tanto, definimos que a traquéia se divide ao nível da quinta vértebra torácica, como descreve Keats e Siström (2003), e que os demais brônquios estão entre as vértebras cinco e nove, sendo que o ponto de divisão de cada um é o ponto inicial do seu brônquio filho. Nas Tabelas 4.18 e 4.19 apresentamos essas configurações. A Figura 4.20 mostra a localização da árvore brônquica a partir da configuração estabelecida.

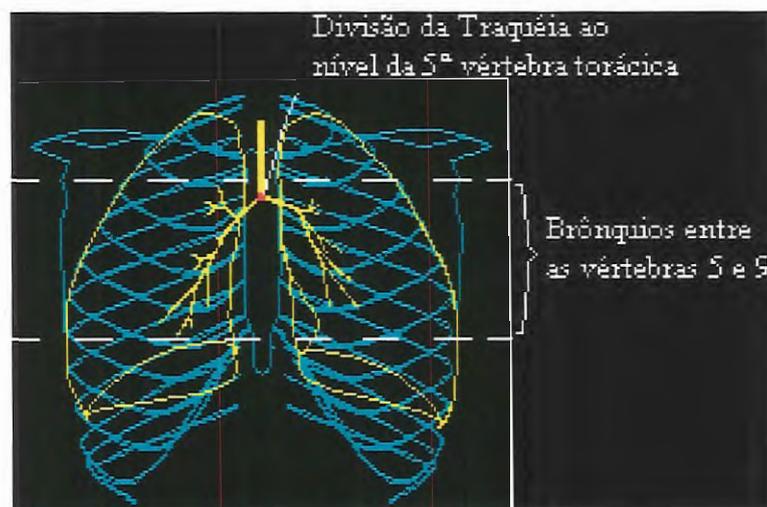


Figura 4.20 – Esquemática mostrando o ponto de divisão da traquéia, as localizações dos brônquios com a configuração estabelecida nas Tabelas 4.18, hemitórax direito, e 4.19, hemitórax esquerdo.

Tabela 4.18 – Configuração estabelecida para determinar os pontos iniciais e finais dos brônquios principal, lobares e segmentares do hemitórax direito, bem como da traquéia. B. – brônquio; P – principal; L – lobo; S – segmento.

Estruturas	Coordenadas			
	(x) inicial	(y) inicial	(x) final	(y) final
Traquéia	(x) $(1^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 50\%$ do valor do diâmetro da primeira vértebra torácica	(y) $(2^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 15\%$ do espaço intercostal	(x) $(1^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 50\%$ do valor do diâmetro da primeira vértebra torácica	(y) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1})$
<b>Hemitórax Direito</b>				
B. P.	(x) (final da traquéia)	(y) (final da traquéia)	(x) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1}) - 50\%$ do espaço intercostal	(y) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 50\%$ do espaço intercostal
B.L.Superior	(x) (final do B. P.)	(y) (final do B. P.)	(x) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1}) - 60\%$ do espaço intercostal	(y) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 5\%$ do espaço intercostal
<i>B.S. apical</i>	(x) (final do B. L. Superior) + 10% do espaço intercostal	(y) (final do B. L. Superior)	(x) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1}) - 60\%$ do espaço intercostal	(y) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1})$
<i>B.S. posterior</i>	(x) (final do B. L. Superior)	(y) (final do B. L. Superior)	(x) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1}) - 75\%$ do espaço intercostal	(y) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 8\%$ do espaço intercostal
<i>B.S. anterior</i>	(x) (final do B. L. Superior)	(y) (final do B. L. Superior)	(x) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1}) - 90\%$ do espaço intercostal	(y) $(5^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 30\%$ do espaço intercostal
B. Intermediário	(x) (final do B. P.)	(y) (final do B. P.)	(x) $(6^{\circ}\text{A\_D\_1}) -$ valor total do espaço intercostal	(y) $(6^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 72\%$ do espaço intercostal
B.L. Médio	(x) (final do B. Intermediário)	(y) (final do B. Intermediário)	(x) $(4^{\circ}\text{A\_D\_4}) - 15\%$ do espaço intercostal	(y) $(6^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 65\%$ do espaço intercostal
<i>B.S. lateral</i>	(x) (final do B. L. Médio)	(y) (final do B. L. Médio)	(x) $(4^{\circ}\text{A\_D\_4}) - 48\%$ do espaço intercostal	(y) $(6^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 55\%$ do espaço intercostal
<i>B.S. medial</i>	(x) (final do B. L. Médio)	(y) (final do B. L. Médio)	(x) $(4^{\circ}\text{A\_D\_4}) - 43\%$ do espaço intercostal	(y) $(7^{\circ}\text{A\_D\_1}) - 10\%$ do espaço intercostal
B. do Lobo Inferior	(x) (final do B. Intermediário)	(y) (final do B. Intermediário)	(x) $(5^{\circ}\text{A\_D\_4}) - 10\%$ do espaço intercostal	(y) $(7^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 15\%$ do espaço intercostal
<i>B.S. superior</i>	(x) (final do B. Intermediário)	(y) (final do B. Intermediário) + 10% do espaço intercostal	(x) $(6^{\circ}\text{A\_D\_1}) - 110\%$ do valor total do espaço intercostal	(y) $(6^{\circ}\text{A\_D\_1}) + 84\%$ do espaço intercostal

Estruturas	Coordenadas			
	(x) inicial	(y) inicial	(x) final	(y) final
<i>B.S. medial</i>	(x) (final do B. Intermediário) - 5% do espaço intercostal	(y) (7°_A_D_1)	(x) (final do B. Intermediário) + 5% do espaço intercostal	(y) (5°_A_D_4)
<i>B.S. anterior</i>	(x) (final do B. L. Inferior)	(y) (final B. L. Inferior)	(x) (5°_A_D_4) - o valor espaço intercostal	(y) (9°_A_D_1) - 15% do espaço intercostal
<i>B.S. lateral</i>	(x) (final do B. L. Inferior)	(y) (final do B. L. Inferior)	(x) (5°_A_D_4) - 83% do espaço intercostal	(y) (9°_A_D_1) - 18% do espaço intercostal
<i>B.S. posterior</i>	(x) (final do B. L. Inferior)	(y) (final B. L. Inferior)	(x) (5°_A_D_4) + 5% do espaço intercostal	(y) (8°_A_D_1) + 20% do espaço intercostal

Tabela 4.19 – Configuração estabelecida para os pontos iniciais e finais dos brônquios principal, lobares e segmentares do hemitórax esquerdo, onde: B. – brônquio; P – principal; L – lobo; D. – divisão; S – segmento.

Estruturas	Coordenadas			
	(x) inicial	(y) inicial	(x) final	(y) final
<b>Hemitórax Esquerdo</b>				
B. P.	(x) (final da traquéia)	(y) (final da traquéia)	(x) (5°_A_E_1) + 40% do espaço intercostal	(y) (5°_A_E_1) + 15% do espaço intercostal
B. L. Superior	(x) (final do B. P.)	(y) (final do B. P.)	(x) (5°_A_E_1) + 60% do espaço intercostal	(y) (5°_A_E_1)
B. D. Superior	(x) (final do B. L. Superior)	(y) (final do B. L. Superior)	(x) (5°_A_E_1) + 65% do espaço intercostal	(y) (5°_A_E_1) - 5% do espaço intercostal
<i>B.S. ápico</i>	(x) (final do B. D. Superior)	(y) (final do B. D. Superior)	(x) (5°_A_E_1) + 65% do espaço intercostal	(y) (5°_A_E_1) - 20% do espaço intercostal
<i>B. S. posterior</i>	(x) (final do B. D. Superior)	(y) (final do B. D. Superior)	(x) (5°_A_E_1) + 77% do espaço intercostal	(y) (5°_A_E_1) - 20% do espaço intercostal
<i>B. S. anterior</i>	(x) (final do B. D. Superior)	(y) (final do B. D. Superior) + 5% do espaço intercostal	(x) (5°_A_E_1) + 77% do espaço intercostal	(y) (5°_A_E_1)
B. da Divisão Inferior	(x) (final do B. L. Superior)	(y) (final do B. L. Superior)	(x) (5°_A_E_1) + 77% do espaço intercostal	(y) (5°_A_E_1) + 50% do espaço intercostal

Estruturas	Coordenadas			
	(x) inicial	(y) inicial	(x) final	(y) final
<b>Hemitórax Esquerdo</b>				
<i>B. S. Lingular superior</i>	(x) (final do B. D. Superior)	(y) (final do B. D. Superior)	(x) (3°_A_E_4) + 20% do espaço intercostal	(y) (6°_A_E_1) + 20% do espaço intercostal
<i>B. S. lingular inferior</i>	(x) (final do B. D. Superior)	(y) (final do B. D. Superior)	(x) (3°_A_E_4) - 15% do espaço intercostal	(y) (6°_A_E_1) + 31% do espaço intercostal
B. L. Inferior	(x) (final do B. P.)	(y) (final do B. P.)	(x) (4°_A_E_4) - 20% do espaço intercostal	(y) (7°_A_E_1)
<i>B. S. superior</i>	(x) (inicial do B. L. Inferior) + 4% do espaço intercostal	(y) (inicial do B. L. Inferior) + 10% do espaço intercostal	(x) (5°_A_E_1) + 50% do espaço intercostal	(y) (5°_A_E_1) + 30% do espaço intercostal
<i>B. S. anterior</i>	(x) (final do B. L. Inferior) - 16% do espaço intercostal	(y) (7°_A_E_1)	(x) (4°_A_E_4) + 25% do espaço intercostal	(y) (7°_A_E_1) + 25% do espaço intercostal
<i>B. S. lateral</i>	(x) (final do B. L. Inferior)	(y) (final do B. L. Inferior)	(x) (5°_A_E_4) + 5% do espaço intercostal	(y) (8°_A_E_1) + 10% do espaço intercostal
<i>B. S. posterior</i>	(x) (final do B. L. Inferior)	(y) (final do B. L. Inferior)	(x) (5°_A_E_4) + 25% do espaço intercostal	(y) (8°_A_E_1) + 25% do espaço intercostal

### 4.3.1 – Determinação das Bordas para os Brônquios Segmentares

Para determinar quais bordas as ramificações dos brônquios segmentares devem respeitar, consideramos a localização anatômica real de cada brônquio. A configuração que proporcionou a melhor organização espacial está na Tabela 4.20, com os nomes de cada brônquio segmentar e, marcamos com um (X), as bordas especificadas para limitar o crescimento das respectivas ramificações.

Tabela 4.20 – Nomes das estruturas pulmonares e, marcado com um X, as bordas que limitam o crescimento das respectivas ramificações.

Nome das Estruturas	Bordas	
	Anterior	Posterior
<b>Pulmão Direito</b>		
Brônquio Principal Direito		
Brônquio do Lobo Superior		
Brônquio do Segmento apical	X	
Brônquio do Segmento posterior		X
Brônquio do Segmento anterior	X	
Brônquio Intermediário		
Brônquio do Lobo Médio		
Brônquio do Segmento lateral	X	
Brônquio do Segmento medial	X	
Brônquio do Lobo Inferior		
Brônquio do Segmento superior		X
Brônquio do Segmento medial	X	
Brônquio do Segmento anterior	X	
Brônquio do Segmento lateral		X
Brônquio do Segmento posterior		X
<b>Pulmão Esquerdo</b>		
Brônquio Principal Esquerdo		
Brônquio do Lobo Superior		
Brônquio da Divisão Superior		
Brônquio do Segmento ápico		X
Brônquio do Segmento posterior		X
Brônquio do Segmento anterior	X	
Brônquio da Divisão Inferior		
Brônquio do Segmento lingular superior	X	
Brônquio do Segmento lingular inferior		X
Brônquio do Lobo Inferior		
Brônquio do Segmento superior		X
Brônquio do Segmento anterior	X	
Brônquio do Segmento lateral		X
Brônquio do Segmento posterior		X

### 4.3.2 – Diâmetros da Traquéia, dos Brônquios Principais, Lobares e Segmentares

A partir dos diâmetros fornecidos por Horsfield et al. (1971) para a traquéia, os brônquios principais, lobares e segmentares, modificamos as dimensões das caixas torácicas até que as estruturas pulmonares estivessem organizadas adequadamente dentro destas caixas. Estabelecemos a razão entre o diâmetro de cada estrutura pulmonar e o da caixa torácica que proporcionou melhor organização espacial (Tabela 4.21). Cada número é multiplicado pelo diâmetro da caixa torácica para obter estruturas pulmonares que representam as variações anatômicas.

Tabela 4.21 – Razão entre os diâmetros das estruturas pulmonares e o da caixa torácica que proporciona resultados adequados.

Nome	Diâmetros (em cm) fornecidos por Horsfield et al. (1971)	Razão considerando um tórax com 22 cm de diâmetro
Traquéia	1,6	0.07272
<b>Pulmão Direito</b>		
Brônquio Principal Direito	1,11	0.05045
Brônquio do Lobo Superior	0,73	0.03318
Brônquio do Segmento apical	0,40	0.01818
Brônquio do Segmento posterior	0,40	0.01818
Brônquio do Segmento anterior	0,55	0.025
Brônquio Intermediário	0,89	0.04045
Brônquio do Lobo Médio	0,52	0.02363
Brônquio do Segmento lateral	0,40	0.01818
Brônquio do Segmento medial	0,44	0.020
Brônquio do Lobo Inferior	0,64	0.02909
Brônquio do Segmento superior	0,44	0.02
Brônquio do Segmento medial	0,32	0.01454
Brônquio do Segmento anterior	0,48	0.02181
Brônquio do Segmento lateral	0,47	0.02136
Brônquio do Segmento posterior	0,58	0.02636
<b>Pulmão Esquerdo</b>		
Brônquio Principal Esquerdo	1,20	0.05454
Brônquio do Lobo Superior	0,75	0.03409
Brônquio da Divisão Superior	0,73	0.03318
Brônquio do Segmento ápico	0,53	0.02409
Brônquio do Segmento posterior	0,53	0.02409
Brônquio do Segmento anterior	0,50	0.02272
Brônquio da Divisão Inferior	0,55	0.025
Brônquio do Segmento lingular superior	0,35	0.0159
Brônquio do Segmento lingular inferior	0,35	0.0159
Brônquio do Lobo Inferior	0,80	0.03636
Brônquio do Segmento superior	0,55	0.025

Nome	Diâmetros (em cm) fornecidos por Horsfield et al. (1971)	Razão considerando um tórax com 22 cm de diâmetro
Brônquio do Segmento anterior	0,50	0.02272
Brônquio do Segmento lateral	0,50	0.02272
Brônquio do Segmento posterior	0,55	0.025

### 4.3.3 – Cálculo das Dimensões das Ramificações Pulmonares

#### 4.3.3.1 – Diâmetros das Vias aéreas

Os diâmetros dos ramos após cada brônquio segmentar não estão especificados nos modelos anatômicos apresentados na literatura. Portanto, utilizamos as eq. (3.1) e (3.2), tópico 3.1, propostas por Kitaoka et al. (1999), que determinam os diâmetros das vias aéreas em função da distribuição de fluido dos ramos pais para os seus ramos filhos. Nessas equações, o valor do expoente do diâmetro  $n$  depende da condição do fluxo e do tipo de fluido em questão. Para representar as vias aéreas pulmonares, Kitaoka et al. (1999) utilizaram  $n$  igual a 2,8, Kamiya et al. (1974) e Nelson e Manchester (1988) estabeleceram que as vias aéreas são representadas mais adequadamente quando  $n$  é igual a 3, o que adotamos no algoritmo que desenvolvemos.

#### 4.3.3.2 – Ângulos de Bifurcação das Vias aéreas

A organização espacial que proporciona a forma geométrica adequada dos pulmões é garantida pelos ângulos de bifurcação e pelos comprimentos dos ramos. Determinamos o ângulo de bifurcação de cada ramo filho verificando a maior distância,  $md$ , existente entre o término do ramo pai, ( $P_0$ ), e a borda do pulmão, ponto final ( $P_1$ ). Para essa verificação o ângulo de abertura do ramo varia de 0 a 60 graus, com passos de 5 graus, sendo que o ângulo adotado é aquele onde foi constatada a maior distância entre  $P_0$  e  $P_1$  (Figura 4.24). Quando o ângulo de bifurcação adotado for 0 grau, o resultado será a sobreposição de ramos filhos, procedentes do mesmo ramo pai, representando uma rotação de 90 graus. Limitamos o ângulo de abertura em 60 graus considerando a descrição de Thurlbeck e Horsfield (1980), que normalmente os ângulos de bifurcação dos ramos são menores que 60 graus.

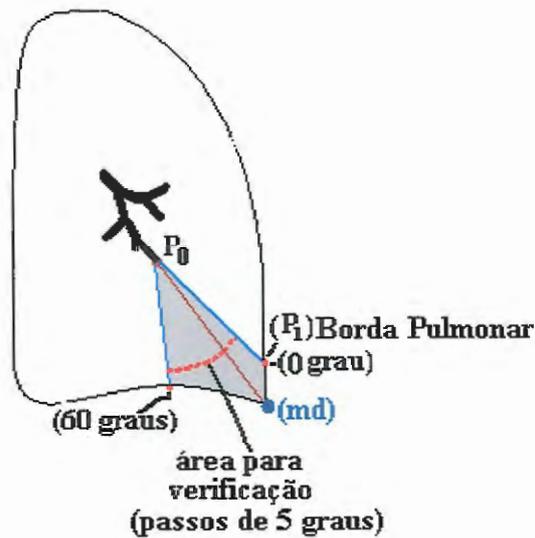


Figura 4.21 – Esquemática mostrando a distância entre o término do ramo,  $P_0$ , e a borda pulmonar,  $P_1$ .

#### 4.3.3.3 – Comprimentos das Vias aéreas

Os comprimentos dos ramos filhos  $c_1$  e  $c_2$  devem ser proporcionais aos diâmetros  $d_1$  e  $d_2$  e à região pulmonar disponível para o crescimento. Isso é possível relacionando  $md$  com os diâmetros dos ramos, com o limiar  $l$  e com o valor de divisão de fluxo  $r$ , eq. 4.1 e 4.2. O limiar  $l$  é definido para cada brônquio segmentar e determina que os respectivos ramos possam se dividir até que seus diâmetros sejam iguais a um valor pré-determinado. A partir disso, podemos estimar os comprimentos ideais mínimos e máximos que a estrutura pode ter, considerando quantas vezes ela poderá se dividir. Para o ramo filho 1, eq. (4.1), determinamos o  $c_1$  mínimo utilizando o valor de divisão de fluxo  $r$  igual a 0,1 e, o  $c_1$  máximo, com  $r$  igual a 0,5. Já para o ramo filho 2, conseguimos o  $c_2$  mínimo utilizando  $r$  igual a 0,5 e, o  $c_2$  máximo, com  $r$  igual a 0,1, através da eq. (4.2). O intervalo entre os valores mínimos e máximos representa os comprimentos mais adequados para respeitar as bordas e preencher a área pulmonar. Portanto, o valor do comprimento do ramo é escolhido randomicamente nesse intervalo.

$$c_1 = md / (d_0 - l / d_0 r^{1/n}) \quad (4.1)$$

$$c_2 = md / [d_0 - l / d_0 (1-r)^{1/n}] \quad (4.2)$$

onde  $c_1$  e  $c_2$  são os comprimentos dos ramos filhos 1 e 2;  $md$  é a maior distância entre  $P_0$  e  $P_1$ ;  $d_0$  é o diâmetro do ramo pai;  $l$  é o limiar especificado para o brônquio segmentar a qual o ramo pertence;  $r$  é o valor de divisão de fluxo;  $n$  é o fluxo em questão.

#### 4.3.3.4 – Cálculo das Ramificações das Artérias Pulmonares

Ross et al. (1993) relatam que o principal suprimento arterial para os pulmões é feito pelos ramos das artérias pulmonares. Esses ramos têm a função de distribuir sangue para os capilares pulmonares das paredes alveolares, fazendo o mesmo percurso que as vias aéreas. Portanto, para o cálculo das ramificações das artérias, utilizamos a mesma metodologia que determina as dimensões e organização das vias aéreas, porém, a diferença é o expoente do diâmetro  $n$ , que neste caso vale 2,6. Determinamos esse valor seguindo as informações de Groat\* (1948 apud KITAOKA et al., 1999), que representou a distribuição das artérias pulmonares com esse valor. Simulamos as ramificações dessas estruturas a partir das dimensões e posições dos brônquios segmentares. A representação dessas estruturas é interrompida da mesma forma que as vias aéreas, ou seja, através de limiares aplicados em cada brônquio segmentar.

### 4.4 – Aplicações – Simulações de doenças

#### 4.4.1 – Configurações Anatômicas

Muitas doenças pulmonares provocam o aumento dos diâmetros dos brônquios e espessamento das paredes brônquicas dos brônquios segmentares ou lobulares; bronquíolos terminais ou bronquíolos respiratórios, não importando a ordem deles. As bronquiectasias, bronquite e doença pulmonar obstrutiva crônica (D.P.O.C.), que são as mais conhecidas, apresentam dilatação irreversível da parede brônquica. A bronquite e a

\* Groat, R.A. (1948). Relationship of volumetric rate of blood flow to arterial diameter. *Federation Proc.*, v.45, n.7. Vozes apud KITAOKA, H.; TAKAKI, R.; SUKI, B. (1999). A three-dimensional model of the human airway tree. *Journal of Applied Physiology*, v.87, n.6, p.2207-17.

D.P.O.C. podem mostrar espessamento das paredes brônquicas, entretanto, não é obrigatório, sendo a dilatação do calibre do brônquio muito menos sensível que nas bronquiectasias (TARANTINO, 1997).

Como o algoritmo que desenvolvemos permite o controle da localização e do tipo da estrutura que está sendo modelada, é possível simular doenças multiplicando o valor do diâmetro de cada estrutura envolvida no processo patológico por um coeficiente de aumento, que pode ser diferente em cada caso. Esses aumentos podem representar tanto o processo inflamatório decorrente do acúmulo de substâncias, quanto o estágio de desenvolvimento da doença.

#### **4.4.2 – Configurações Utilizadas para os Padrões das Doenças Intersticiais Pulmonares**

No grupo das DIPs, a detecção e a avaliação dessas doenças em estágios iniciais são consideradas tarefas difíceis pelos radiologistas pela complexidade e variação dos padrões existentes nesse grupo. Os SAD são utilizados para minimizar as dificuldades provocadas pelas DIPs. Para tanto, são necessárias para avaliar o desenvolvimento desses sistemas, imagens com diferentes características patológicas para que os resultados sejam comprovadamente independentes do tipo de imagem.

Para fornecer imagens representando os padrões intersticiais (nodular, reticular e retículo nodular), definimos configurações gerais e individuais. Nas configurações gerais, representamos o espessamento dos bronquíolos respiratórios e o estágio de desenvolvimento do padrão multiplicando o valor do diâmetro de cada um por um coeficiente de aumento. Os bronquíolos respiratórios incluídos nesse processo são os mais distais, com 0,2 mm de diâmetros, e definimos que o valor responsável por promover o espessamento destes é 2. Esse valor foi obtido experimentalmente, permitindo representar imagens com características patológicas evidenciadas por retículos e nódulos.

#### **4.4.2.1 – Configurações Individuais do Padrão Retículo-nodular**

Representamos os retículos por hexágonos regulares e esferas em cada vértice, sobrepostos aos bronquíolos respiratórios incluídos no processo inflamatório, ou seja, com 0,2 mm de diâmetros. As paredes dos hexágonos são construídas com cilindros, que têm diâmetros e comprimentos definidos pelo usuário..

#### **4.4.2.2 - Configurações Individuais do Padrão Reticular**

Por definição, o padrão reticular é muito parecido com o retículo-nodular, porém, não há presença de nódulos. Por esse fato, representamos o padrão reticular com a metodologia utilizada para definir o retículo-nodular, entretanto, nesse caso, não consideramos os nódulos.

#### **4.4.2.3 - Configurações Individuais do Padrão Nodular**

Groskin (1997) descreve que o padrão nodular provoca densidades pulmonares arredondadas, cujos locais anatômicos ou origens são indeterminados. Para conseguir imagens simuladas com essas particularidades, utilizamos esferas sobrepostas às vias aéreas pulmonares.

#### **4.4.3 – Configurações Utilizadas para o Abscesso Pulmonar**

No abscesso pulmonar há formação de cavidade hidroaéreo com diâmetro médio de 4,5 cm decorrente da eliminação da estrutura pulmonar necrosada. Para obter imagens com essas características, interrompemos o crescimento dos bronquíolos ao redor de uma região circular, representando a cavidade do abscesso. . Com isso, as estruturas eliminadas devido à necrose foram simuladas pela ausência de ramos nessa região. O diâmetro da cavidade e sua localização são determinados pelo usuário. Construimos uma esfera na região da cavidade. Para indicar o acúmulo de substâncias e a formação hidroaéreo, consideramos composição e densidade para o abscesso diferentes dos tecidos pulmonares, sendo água e ar. Metade da esfera foi preenchida

com água (densidade 1,00) e a outra metade com ar (densidade 0,001205). A composição desses elementos é fornecida pela *International Commission on Radiation Units - ICRU-44* (1999) e está na Tabela 4.22.

## 4.5 – Representação das Estruturas

Para modelar os arcos costais; as clavículas; as vértebras torácicas e discos intervertebrais; a traquéia; os brônquios principais, lobares e segmentares; os bronquíolos terminais e respiratórios; os ramos arteriais; os retículos; e os nódulos, utilizamos elementos geométricos e a técnica de *sobreposição de camadas*. Sendo que uma camada pode ser entendida como topologicamente equivalente a uma fatia do objeto tridimensional. Essas camadas têm diferentes tamanhos e são dispostas umas sobre outras (Figura (4.22)).

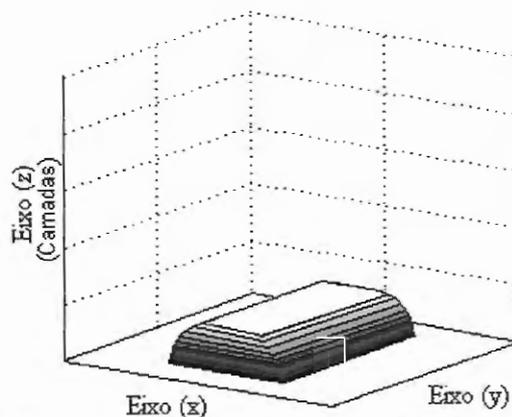


Figura 4.22 – Elemento formado pela técnica de sobreposição de camadas.

Os pontos internos das camadas são preenchidos com valor 1, indicando a presença de tecido, e os externos com 0. O número de camadas é calculado dividindo o diâmetro da estrutura pela espessura de uma camada, sendo essa definida em função da resolução espacial. Porém, ela deve ser suficiente para modelar a menor estrutura, que é o bronquíolo respiratório com aproximadamente 0,2 mm de diâmetro. Determinamos, portanto, 200 DPI como a resolução espacial suficiente para representá-lo com pelo menos uma camada e não ter um tempo de modelagem desnecessariamente alto.

Todas as estruturas representadas pelos respectivos elementos geométricos são modeladas respeitando suas localizações e orientações na caixa torácica, sendo que as

coordenadas finais de um elemento são as iniciais ou referências para o próximo, respeitando suas localizações e orientações na caixa torácica. Para construção das imagens, as estruturas tridimensionais são sobrepostas (Figura (4.23)), permitindo obter um mapa de camadas. O mapa de camadas é o somatório de todos os pontos com coordenadas  $(x,y)$  iguais dentro da estrutura (Figura 4.24 (a)). Uma fatia no plano  $(y,z)$ , para  $x=100$ , pode ser vista na Figura 4.24 (b), onde as espessuras das estruturas que serão atravessadas pelo feixe de raios X na coordenada  $x=100$  são representadas.

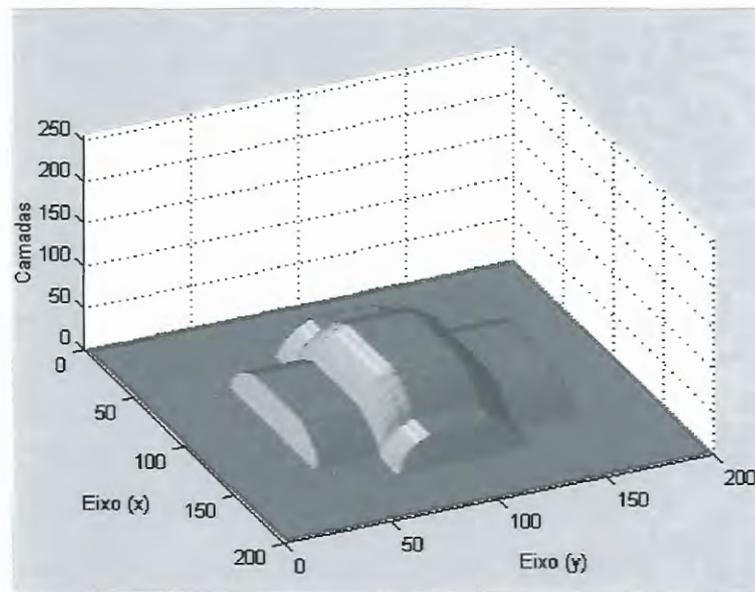
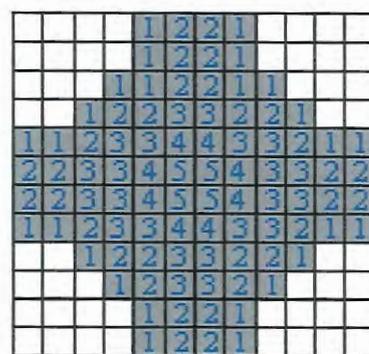
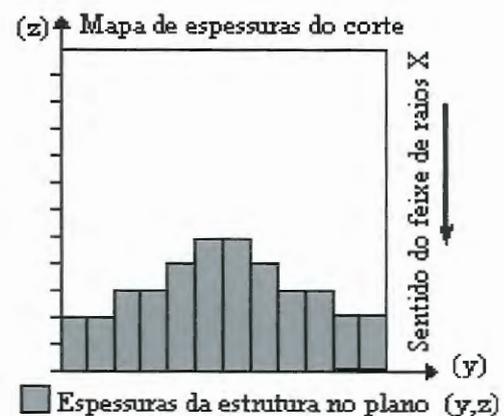


Figura 4.23 – Representação das estruturas superpostas.



Plano imagem  $(x,y)$

(a)



(b)

Figura 4.24 – Técnica de sobreposição de camadas. (a) mapa de camadas no plano  $(x,y)$ ; (b) mapa de espessuras no plano  $(y,z)$  para  $x=100$ .

## 4.6 – Visualização das Estruturas Simuladas

Para visualizar as estruturas, acumulamos cada mapa de camadas em uma nova imagem, na qual estabelecemos que o número de camadas de cada ponto é representado por níveis de cinza correspondentes, tendo os pontos sem estruturas o nível de cinza 190, com resolução de contraste de 255 níveis de cinza. Isso permite um bom contraste entre o fundo da imagem e as estruturas representadas.

## 4.7 – Determinação dos Parâmetros para Simular as Imagens Radiográficas das Estruturas

### 4.7.1 – Espectros de Raios X

Como as imagens radiográficas do pulmão são feitas com tensões altas, em média acima de 70 kVp, utilizamos os espectros de alta tensão calculados em um tubo com ânodo de tungstênio com corrente de 10 mAs (BOONE e SEIBERT, 1997).

### 4.7.2 - Coeficientes de Atenuação

Para gerar as imagens radiográficas simuladas é essencial que todos os tecidos envolvidos nos cálculos estejam bem caracterizados em termos de absorção de radiação. Para atingir esse objetivo, adotamos diferentes densidades e coeficientes de absorção de massa, dados para o intervalo de 0,0001 a 0,139 MeV, calculados através de materiais estabelecidos pela *International Commission on Radiation Units - ICRU-44* (1999) encontrados na Internet<sup>1</sup> através do Site do *Physics Laboratory*. Na Tabela 4.22, mostramos os materiais utilizados para as estruturas modeladas, sendo que, as respectivas composições, em percentuais por peso, e densidades, estão na Tabela 4.23.

---

<sup>1</sup>Site do *Physics Laboratory*: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab2.html>. Data de acesso: 20/04/2004.

Tabela 4.22 – Estruturas e materiais que escolhemos para representá-las, a partir da *ICRU-44* (1999).

<b>Estruturas Modeladas</b>	<b>Material Escolhido</b>
Pulmão	Tecido Pulmonar
Ramos Arteriais	Sangue
Escápulas, esterno, clavículas, vértebras torácicas, discos intervertebrais e arcos costais	Osso
Diafragma e região cardíaca	Músculo
Pele	Tecido Adiposo
Abscesso Pulmonar	Ar e Água

Tabela 4.23 – Composições e densidades dos materiais que escolhemos para representar as estruturas. Essas composições são estabelecidas pela *ICRU-44* (1999).

<b>Material</b>	<b>Densidade (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Composição</b>	<b>% por peso</b>	<b>Composição</b>	<b>% por peso</b>
Tecido Pulmonar	1,05	Hidrogênio	0,103	Fósforo	0,002
		Carbono	0,105	Enxofre	0,003
		Nitrogênio	0,031	Cloro	0,003
		Oxigênio	0,749	Potássio	0,002
		Sódio	0,002	-	-
Sangue	1,06	Hidrogênio	0,102	Fósforo	0,001
		Carbono	0,11	Enxofre	0,002
		Nitrogênio	0,033	Cloro	0,003
		Oxigênio	0,745	Potássio	0,002
		Sódio	0,001	Cálcio	0,001
Osso	1,45	Hidrogênio	0,065473		
		Carbono	0,536942		
		Nitrogênio	0,021500		
		Cálcio	0,032084	-	-
		Oxigênio	0,167415		
		Flúor	0,176585		

Material	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Composição	% por peso	Composição	% por peso
Músculo	1,05	Hidrogênio	0,105	Fósforo	0,002
		Carbono	0,093	Enxofre	0,002
		Nitrogênio	0,024	Cloro	0,002
		Oxigênio	0,768	Cálcio	0,002
		Sódio	0,002	-	-
Tecido Adiposo	0,95	Hidrogênio	0,114	Sódio	0,001
		Carbono	0,598	Enxofre	0,001
		Nitrogênio	0,007	Cloro	0,001
		Oxigênio	0,278	-	-
Ar	0,001205	Boro	0,000124	-	-
		Nitrogênio	0,755268	-	-
		Oxigênio	0,231781	-	-
		Argônio	0,012827	-	-
Água	1,00	Hidrogênio	0,111898	-	-
		Oxigênio	0,888102	-	-

### 4.7.3 – Cálculo das Imagens Radiográficas

A intensidade de raios X ( $I_{total}$ ) em função dos materiais atravessados é dada pela eq. (4.3), fornecida por Wolbarst (1993), para cada energia do espectro. Na equação, determinamos os coeficientes de absorção linear,  $\mu_{j,i}$ , para cada energia do espectro, multiplicando a densidade da estrutura pelos coeficientes de absorção de massa para cada energia de cada material que compõe o tecido. A eq. (4.3) é genérica e permite incluir os materiais necessários para filtrar o espectro.

$$I_{total} = \sum_{i=0}^{kVp} I_{0,i} e^{-\sum_{j=tecido-1}^{tecido-n} \mu_{j,i} X_j} \quad (4.3)$$

onde  $I_{total}$  é o espectro total atenuado que chega num ponto do plano imagem;  $I_{0i}$  é a intensidade gerada para cada faixa do espectro primário;  $j$  – cada tecido envolvido;  $\mu_{j,i}$  é o coeficiente de absorção linear para cada energia do espectro;  $X_j$  é a espessura em centímetros de cada tecido;  $j$  é cada tecido envolvido.

A espessura,  $X_j$ , é determinada considerando que cada ponto do mapa de camadas é a espessura das estruturas que um fóton de raios  $X$ , que incide perpendicularmente sobre ela, deve atravessar. Estendendo esse procedimento para todos os pontos de incidência do feixe de raios  $X$  ao longo do mapa de camadas, obtemos as espessuras do tecido de cada ponto da estrutura modelada.

## 4.8 - Descrição dos Algoritmos

Os algoritmos para modelagem e simulação foram implementados em linguagem C (*Borland C++ 5.5.1*). O sistema operacional utilizado foi *Microsoft Windows XP* de 32 bits.

### 4.8.1 - Algoritmos para Modelar a Caixa Torácica

Dividimos o algoritmo em 2 partes: algoritmo principal, responsável por receber os valores de entrada, interpolar os pontos de controle e executar o algoritmo 2; algoritmo 2, que preenche as estruturas com uma espessura. Nos itens a seguir, descrevemos cada um e apresentamos os respectivos diagramas em blocos.

#### 4.8.1.1 - Descrição do Algoritmo Principal

A partir do modelo anatômico que adotamos para a caixa torácica, o algoritmo modela as estruturas na seguinte ordem: arcos costais; esterno; clavículas; escápulas; vértebras torácicas e discos intervertebrais; diafragma; e a pele. O algoritmo inicia com telas para informar os valores dos parâmetros dessas estruturas. Em seguida, é feita a leitura do conjunto de pontos de controle de cada estrutura e, para cada um, processada a eq. (3.6), tópico 3.4, que representa uma B-Splines de ordem  $k$ , que definimos como 3.

Após a interpolação de cada conjunto de pontos, caso a estrutura seja arcos costais, clavículas ou vértebras torácicas com seus discos intervertebrais, os cilindros são construídos pela sobreposição de camadas. Porém, caso seja o esterno, as escápulas, o diafragma ou a pele, é executado o algoritmo 2. Esse algoritmo preenche a estrutura com uma espessura. Esse processo é repetido até representar todas as estruturas. Por fim, salvamos o mapa de camadas de cada uma para que na simulação da imagem

radiográfica, seja possível aplicar densidades e coeficientes de absorção de massa diferentes. Na Figura 4.25 mostramos o diagrama em blocos do algoritmo principal.

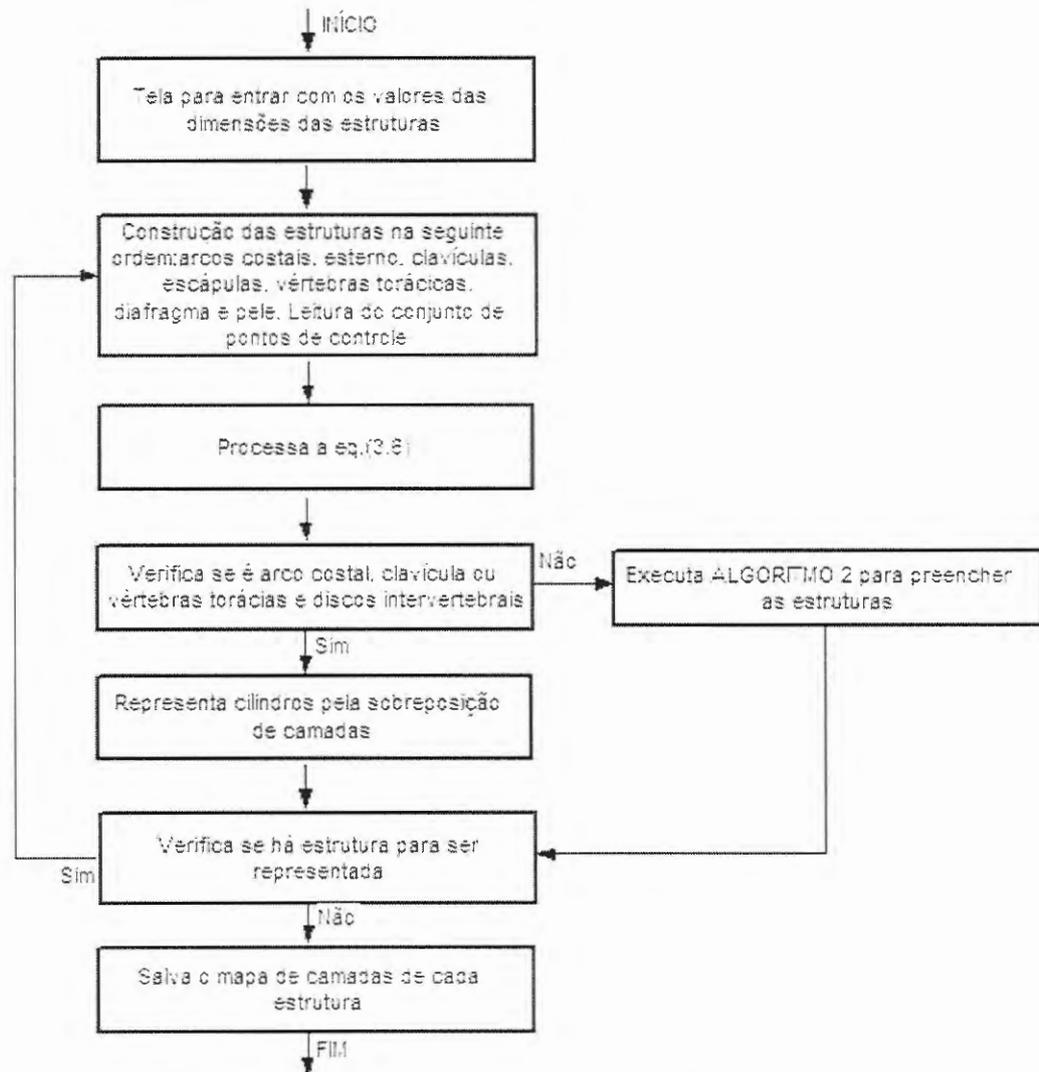


Figura 4.25 – Diagrama em blocos do algoritmo principal.

#### 4.8.1.2 - Algoritmo 2 - Preenche as Estruturas com uma Espessura

Do modelo anatômico que adotamos para a caixa torácica, determinamos que as regiões do esterno, das escápulas, do diafragma e da pele são preenchidas com uma espessura. Dessa forma, o algoritmo 2, Figura 4.26, considera as respectivas bordas e preenche cada região com a espessura pré-estabelecida.

O algoritmo inicia recebendo a espessura e as bordas da estrutura, obtidas através da interpolação dos conjuntos de pontos. O preenchimento dos pontos dentro dessas primitivas é feito varrendo linhas e colunas, da esquerda para a direita, verificando se a borda, inicial, foi encontrada. Quando isso acontecer, o número de

camadas, que representa a espessura, é atribuído em cada ponto, até encontrar a borda limite. Esse processo é executado até preencher todos os pontos dentro das primitivas. Encerrada essa etapa, o processo retorna ao algoritmo principal.

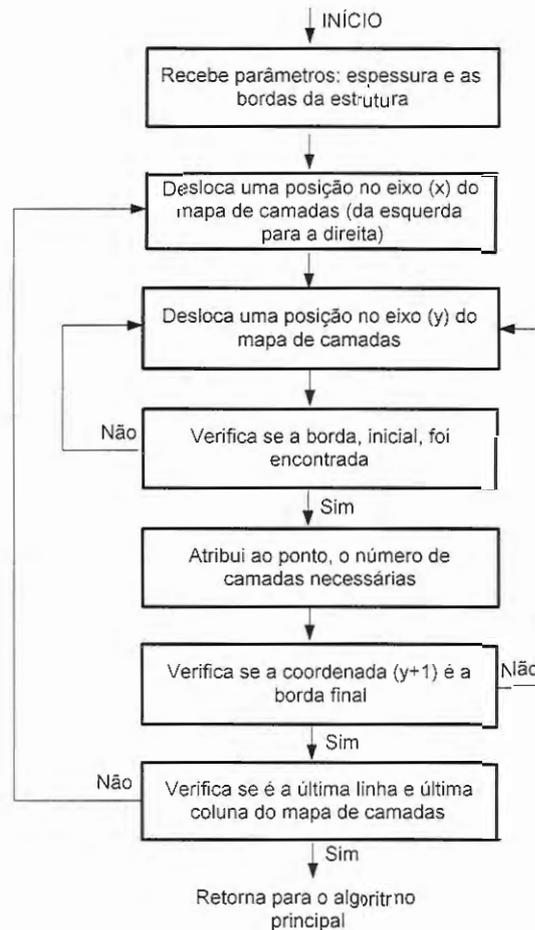


Figura 4.26 - Diagrama em blocos do algoritmo que preenche as estruturas com uma espessura.

## 4.8.2 - Algoritmo para Modelar as Estruturas Pulmonares

Esse algoritmo representa a árvore brônquica, as ramificações aéreas e as arteriais. O processo para representar as ramificações é executado diversas vezes, até atingir um limite imposto. Quando este limite é alcançado, retorna para  $o-1$ , onde  $o$ , é a ordem ou nível do ramo na ramificação.

Para garantir a distribuição adequada das estruturas pulmonares dentro da caixa torácica, posicionamos cada estrutura da árvore brônquica com coordenadas iniciais e finais calculadas a partir do relacionamento apresentado no tópico 4.3. A primeira

estrutura simulada é a traquéia. Em seguida, as demais são construídas na seguinte ordem: hemitórax direito com o brônquio principal, intermediário, brônquios lobares e, por fim, cada brônquio segmentar com suas ramificações. Terminado o hemitórax direito, as próximas estruturas são do hemitórax esquerdo: brônquio principal, brônquios lobares, brônquio da divisão superior e da divisão inferior e por último, cada brônquio segmentar com as suas ramificações.

Para cada brônquio segmentar, a simulação das ramificações inicia recebendo o diâmetro e as coordenadas finais dessa estrutura. Com essas informações, determinamos o diâmetro, o ângulo e o comprimento do ramo filho 1, através dos métodos apresentados no tópico 4.3.3, que corresponde ao nível  $o + 1$ . Em seguida, o ramo é representado pela sobreposição de camadas e é verificado se a simulação considera ramificações arteriais. Caso sim, utilizamos o diâmetro e as coordenadas finais do ramo pertencente ao nível  $o - 1$  para definir as dimensões do ramo arterial. Nesse caso, calculamos o diâmetro com  $n$  igual a 2,6, determinamos tanto o comprimento, quanto o ângulo de bifurcação, com a técnica descrita no tópico 4.3.3 e representamos essa estrutura pela sobreposição de camadas. Essas etapas são novamente executadas para que um outro ramo, do próximo nível, seja calculado e representado. Para interromper o crescimento dos ramos utilizamos limiares aplicados em cada brônquio segmentar, que determinam até quais diâmetros os ramos devem ser representados pelo algoritmo. Quando isso acontecer, o processo retorna para a execução anterior e inicia a representação do ramo filho 2, nível  $o - 1$ , calculando o diâmetro, o ângulo e comprimento. As etapas são executadas até todos os ramos atingirem o limiar especificado. Finalizado esse processo, salvamos, separadamente, o mapa de camadas das vias aéreas e o das ramificações arteriais, se for o caso, para aplicar densidades e coeficientes de absorção de massa diferentes. Na Figura 4.27 mostramos o diagrama em blocos desse algoritmo.

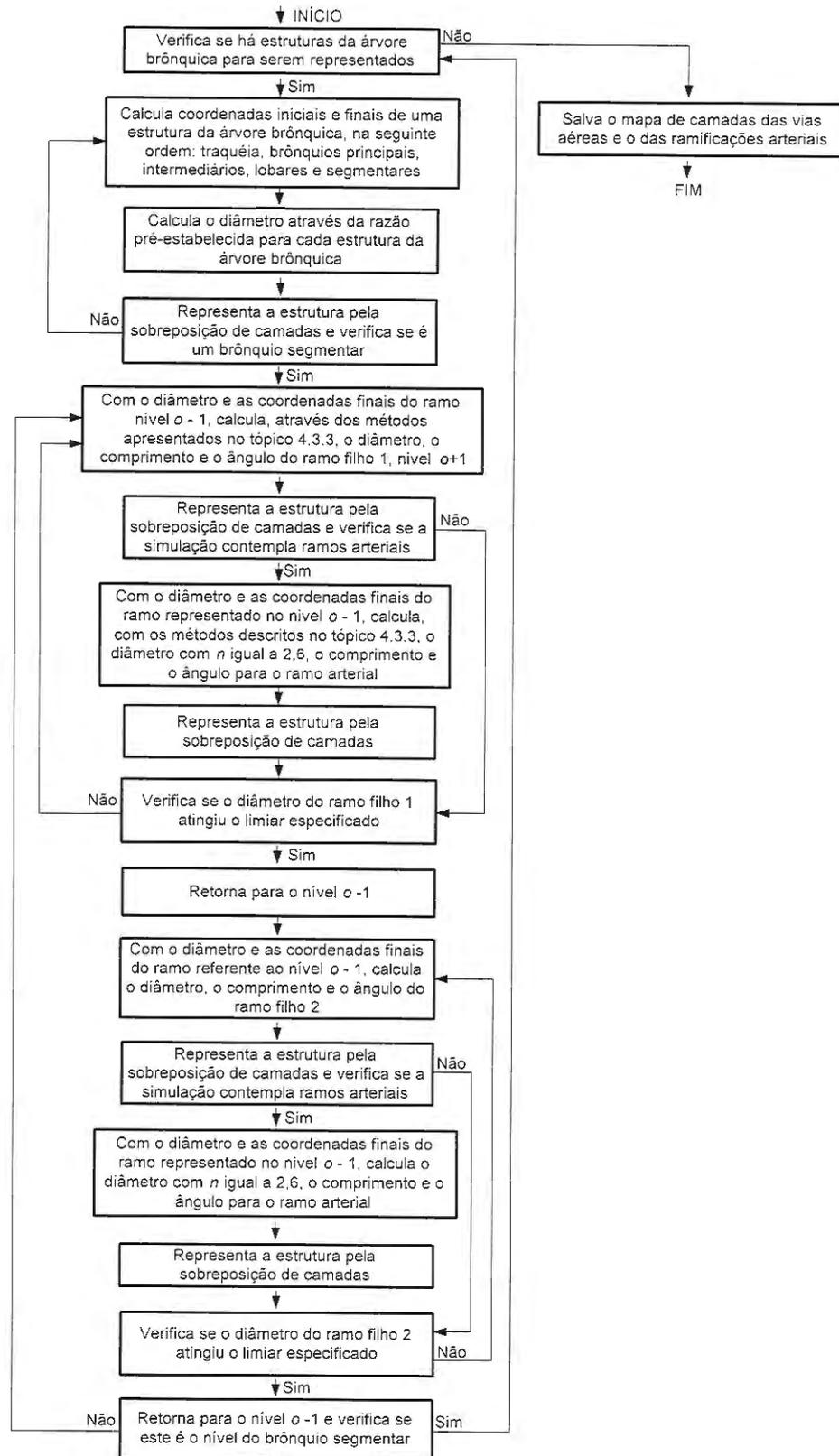


Figura 4.27 – Diagrama em blocos do algoritmo que representa a árvore brônquica, as ramificações aéreas e as arteriais.

### 4.8.3 - Algoritmo para Simular os Padrões Intersticiais Pulmonares

A partir do mapa de camadas das vias aéreas, o processo inicia verificando qual padrão foi escolhido e, caso seja reticular ou retículo-nodular, é necessário pré-estabelecer o comprimento e os diâmetros mínimos e máximos das paredes dos retículos. Se for retículo-nodular, os diâmetros mínimos e máximos dos nódulos também são necessários. O próximo passo é escolher randomicamente o diâmetro da parede e, se for o caso, do nódulo, respeitando os intervalos impostos. Considerando a geometria pulmonar, varremos linhas e colunas do mapa de camadas das vias aéreas, verificando se o ponto tem estrutura incluída no processo inflamatório e se não tem parede reticular construída. Nessas condições, construímos um retículo posicionando a primeira parede com coordenadas iniciais definidas com os mesmos valores das coordenadas do primeiro ponto que satisfizes a condição e, coordenadas finais, estabelecidas após considerar o comprimento. A partir disso, representamos as demais paredes para formar o retículo (hexágono), sendo que as coordenadas iniciais da primeira parede definem o término da última (Figura 4.28). Cada parede é um cilindro construído pela sobreposição de camadas. Caso o padrão desejado seja retículo-nodular, construímos um nódulo em cada um dos vértices do retículo. Os nódulos são esferas construídas pela sobreposição de camadas. Finalizada a construção de um retículo, o algoritmo continua varrendo as linhas, as colunas e repetindo essas etapas até completar a geometria pulmonar.



Figura 4.28 – Esquemática mostrando a disposição de cada parede, formando um hexágono que representa um retículo. O ponto inicial da primeira parede é o término da última parede.

Caso o padrão escolhido foi o nodular, é necessário pré-estabelecer o número de nódulos juntamente com os diâmetros mínimos e máximos que esses devem respeitar. O passo seguinte é determinar, randomicamente, o diâmetro e as coordenadas para

posicionamento do nódulo dentro dos pulmões. Os valores respeitam os limites impostos e a geometria pulmonar. Cada nódulo é representado pela sobreposição de camadas e acumulado no mapa de camadas das vias aéreas. Esse processo é repetido até atingir o número de nódulos pré-estabelecidos.

Por fim, temos o mapa de camadas do padrão patológico escolhido, que salvamos para simular a imagem radiográfica. Na Figura 4.29 mostramos o diagrama em blocos do algoritmo que representa os padrões intersticiais.

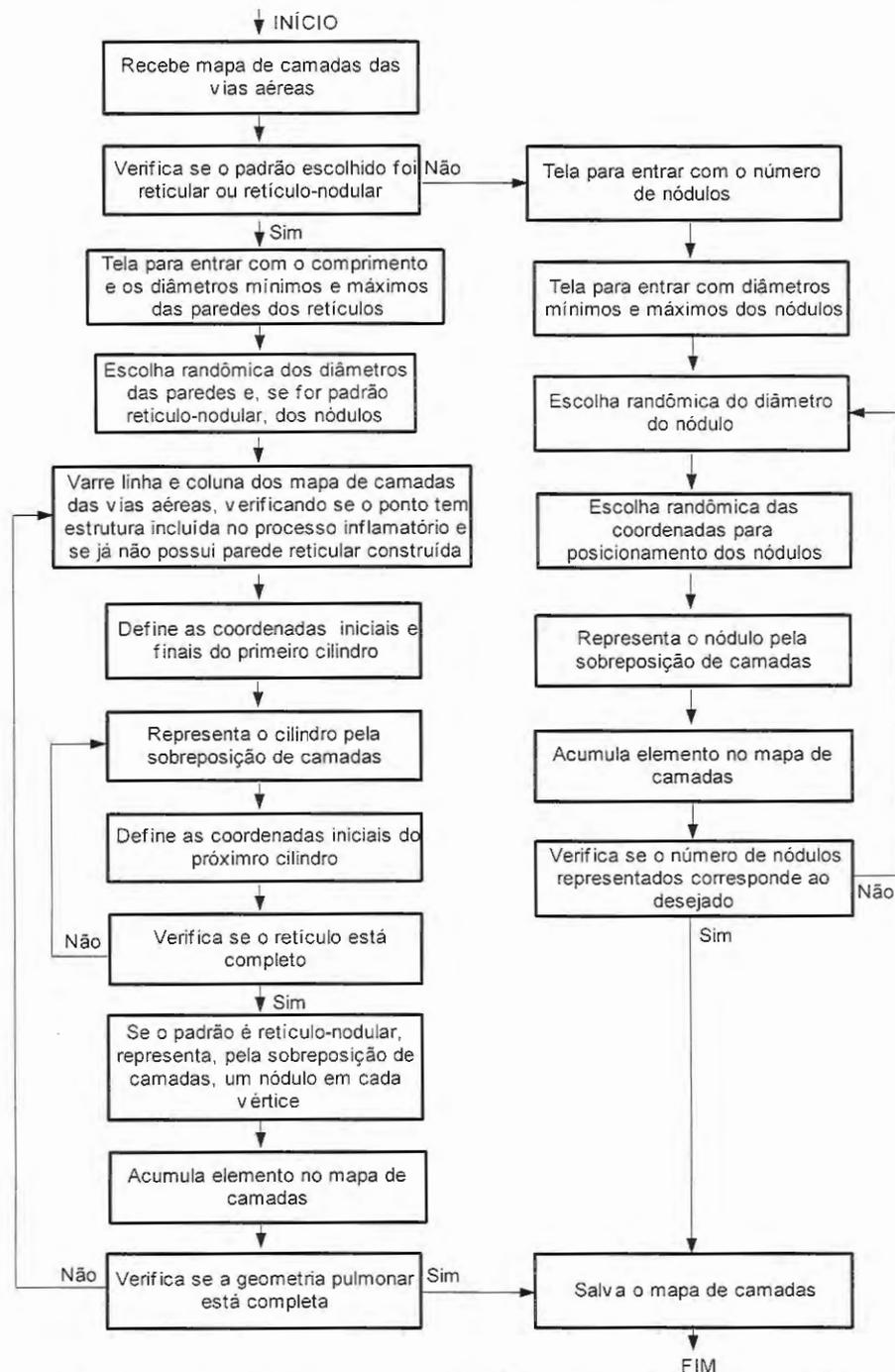


Figura 4.29 – Diagrama em Blocos do algoritmo que representa o padrão reticular, retículo-nodular e nodular.

#### 4.8.4 - Algoritmo para Simular o Abscesso Pulmonar

Para simular o abscesso, uma região circular é definida na região pulmonar com o diâmetro fornecido pelo usuário e com coordenadas escolhidas randomicamente, porém, respeitando os limites do lobo onde deve ocorrer a lesão. Essa região representa a cavidade. Em seguida, durante o processo de crescimento das estruturas, após calcular as dimensões de um ramo aéreo, é verificado se este é um bronquíolo, se pertence ao lobo definido para ocorrer o abscesso e se a região escolhida é definida como cavidade. Caso sim, o crescimento dessa estrutura é interrompido e o processo inicia a representação do ramo pertencente ao nível anterior. Caso contrário, o ramo é construído normalmente. Essas etapas são executadas para cada ramo das vias aéreas pulmonares. Finalizado esse processo, uma esfera é construída na cavidade do abscesso para indicar a formação hidroaéreo. Na Figura 4.30 mostramos o diagrama em blocos do algoritmo que representa o abscesso pulmonar.

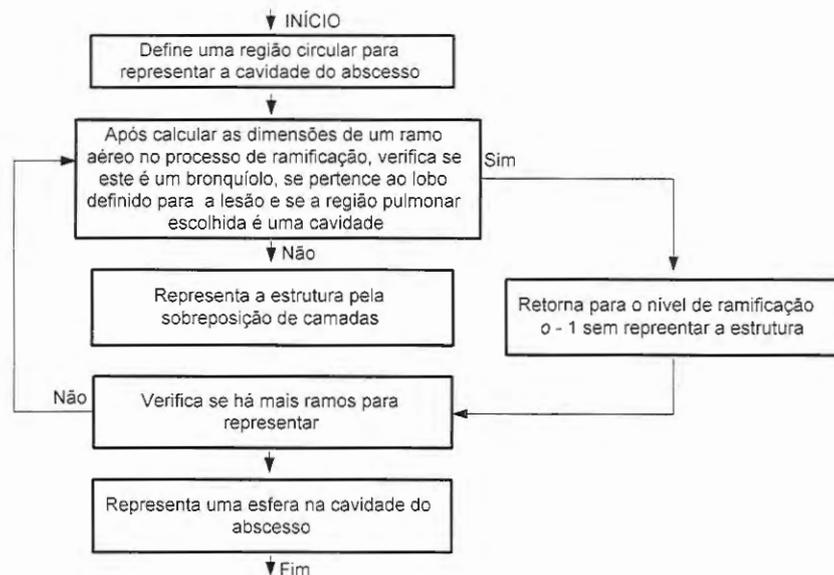


Figura 4.30 – Diagrama em blocos do programa que representa o abscesso pulmonar.

#### 4.8.5 – Algoritmo para Simular a Imagem Radiográfica

No algoritmo, os arquivos lidos durante a execução contêm os coeficientes de absorção e o mapa de camadas de cada estrutura. Além disso, há necessidade de outros parâmetros que são informados pelo usuário: kVp e a corrente do tubo.

Após a leitura de todos os dados, o programa processa a eq.(4.3), onde a espessura  $X_j$  é obtida multiplicando a espessura da camada pelo número de camadas de cada ponto do mapa de camadas. O valor do espectro resultado produz os níveis de cinza de cada pixel da imagem radiográfica. Devemos observar que utilizamos a resolução de contraste de 255 níveis de cinza. A Figura 4.31 é um diagrama em blocos do programa que produz as imagens simuladas a partir de cada mapa de camadas.

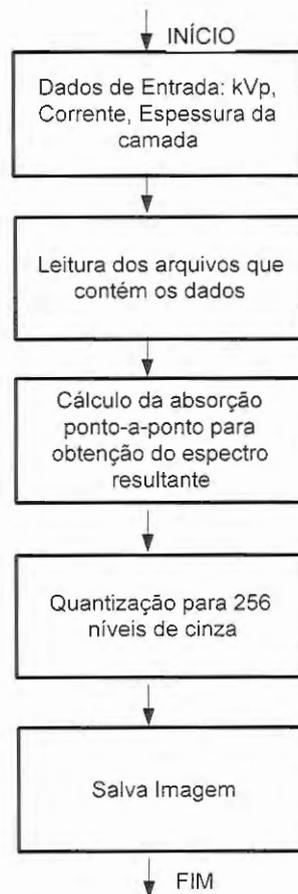


Figura 4.31 – Diagrama em blocos do programa que calcula a imagem radiográfica do pulmão simulado.

## 4.9 – Métodos Utilizados para Validação dos Resultados

Definimos dois métodos para validar as estruturas pulmonares simuladas. O primeiro método é quantificação de ramos simulados e comparações com dados de pulmões reais, disponíveis na literatura especializada. Consideramos número de divisões da traquéia até os bronquíolos terminais; os comprimentos e os ângulos de bifurcação dos ramos; o número de bronquíolos terminais, de bronquíolos respiratórios e os diâmetros dessas estruturas. Como numa ramificação dicotômica identificamos o diâmetro do ramo pai por  $d_0$  e os ramos filhos por  $d_1$  e  $d_2$ , comparamos a média  $d_1/d_0 + d_2/d_0$ . Horsfield e Cumming (1967) apresentam essa comparação como uma forma de verificar a resistência existente para a distribuição de fluxo entre os ramos.

O segundo método é qualitativo. Para validar as estruturas torácicas simuladas, comparamos o modelo torácico simulado com um modelo anatômico disponível em um atlas de anatomia humana (HIGASHIDA, 2001). Observamos visualmente se há coerência entre a forma dos arcos costais, clavículas, espaço intercostal, vértebras torácicas e escápulas. Também apresentamos as imagens radiográficas simuladas com e sem a presença de doenças para o pneumologista Dr. Augusto Voltaire do Nascimento do Hospital do Servidor Público do Estado de São Paulo e para os radiologistas Dr. Clóvis Simão Trad e Dr. José Antônio H. Rodrigues do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HCFMRP), acompanhadas do questionário apresentado no tópico 4.9.1, para que esses médicos avaliassem a semelhança com radiografias de campos pulmonares. Utilizamos sete imagens que identificamos com uma numeração seqüencial, sendo: as imagens 1 e 6 são simulações radiográficas de caixas torácicas com dimensões diferentes; as imagens 2 a 4 são simulações radiográficas dos padrões das DIPs; a imagem 5 considera um abscesso pulmonar; e a imagem 7 mostra as vias aéreas sem a presença da caixa torácica.

### 4.9.1 – Questionário Utilizado para Avaliação das Imagens Simuladas

Questão 1 - avaliação da IMAGEM 1 (SEM a presença de patologia) em comparação com uma radiografia real de campos pulmonares.

1.1) Qual a semelhança da IMAGEM 1 com uma radiografia real de campos pulmonares?

Pouca [ ]                      Alguma [ ]                      Muita [ ]                      Idêntica [ ]

1.2) A representação dos arcos costais e das clavículas nessa imagem está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

1.3) A representação da área cardíaca (sombra cardíaca) nessa imagem está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

1.4) A representação do diafragma nessa imagem está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

1.5) A representação das escápulas nessa imagem está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

1.6) A representação da coluna vertebral torácica que aparece pouco nítida, acima do 2º espaço intercostal, nessa imagem está.

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

Há alguma Observação? -

Questão 2 - avaliação das imagens simuladas COM a presença de patologias.

2.1) Padrões Intersticiais Pulmonares que foram considerados: nodular, reticular e retículo-nodular.

2.1.1) A representação do padrão nodular na IMAGEM 2 está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

2.1.2) A representação do padrão reticular na IMAGEM 3 está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

2.1.3) A representação do padrão retículo-nodular na IMAGEM 4 está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

Há alguma Observação? -

2.2) ABSCESSO.

2.2.1) A representação do abscesso na IMAGEM 5 está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

Há alguma Observação? -

Questão 3 - avaliação da IMAGEM 6 (SEM patologia), que considera variações nas dimensões das estruturas.

3.1) Qual a semelhança da IMAGEM 6 com uma radiografia real de campos pulmonares?

Pouca [ ]                      Alguma [ ]                      Muita [ ]                      Idêntica [ ]

3.2) Essa imagem, utilizada para representar um indivíduo com outras características anatômicas, está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

Há alguma Observação? -

Questão 4 - avaliação da IMAGEM 7, representando as vias aéreas pulmonares

4.1) Qual a semelhança da IMAGEM 7 com as vias aéreas reais?

Pouca [ ]                      Alguma [ ]                      Muita [ ]                      Idêntica [ ]

4.2) A representação da traquéia e dos brônquios principais nessa imagem está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

4.3) A representação das ramificações nessa imagem está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

4.4) No geral, essa imagem está:

Ótima [ ]                      Boa [ ]                      Satisfatória [ ]                      Inadequada [ ]

Há alguma Observação? -

Questão 5 - no geral, você considera que as simulações já visualizadas estão:

Ótimas [ ]                      Boas [ ]                      Satisfatórias [ ]

Ruins [ ]

Caso tenha alguma observação relevante, utilize esse espaço:

## Capítulo 5

### Resultados

#### 5.1– Simulação da Caixa Torácica – Modelo Torácico 1

O primeiro modelo, que chamamos de Modelo Torácico 1, considera valores para as dimensões dos arcos costais, das clavículas, da silhueta cardíaca, das escápulas, do esterno, do diafragma e da pele, que escolhemos para representar uma estrutura com aspecto visual próximo ao de uma caixa torácica real, Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Dimensões para o tórax, arcos costais, clavículas, vértebras torácicas, esterno, escápulas, diafragma e pele, definindo o Modelo Torácico 1.

Estrutura	Dimensões (cm)				Percentual (%) de Aumento
	Diâmetro	Altura	Comprimento	Espessura	
Caixa Torácica	24	30	-	-	-
<i>Silhueta Cardíaca</i>	9,1	-	-	-	-
<i>Clavículas</i>	0,8	-	14,4	-	-
<i>Arcos costais</i>	0,8	-	-	-	-
<i>Primeira Vértebra torácica</i>	3,0	-	-	-	2,4
<i>Esterno</i>	-	-	-	0,6	-
<i>Escápulas</i>	-	-	-	0,6	-
<i>Diafragma</i>	-	-	-	1,0	-
<i>Pele</i>	-	-	-	0,8	-

Realizamos a simulação desse modelo sem o esterno para visualizar as vértebras torácicas (Figura 5.1); sem mostrar as vértebras para evidenciar o esterno (Figura 5.2); o modelo com a presença do diafragma (Figura 5.3); e evidenciando a pele (Figura 5.4). Na Figura 5.5 mostramos o mapa de camadas do Modelo Torácico 1 que considera o diafragma e a pele.



Figura 5.1 – Modelo Torácico 1 simulado sem a presença do esterno, diafragma e pele.

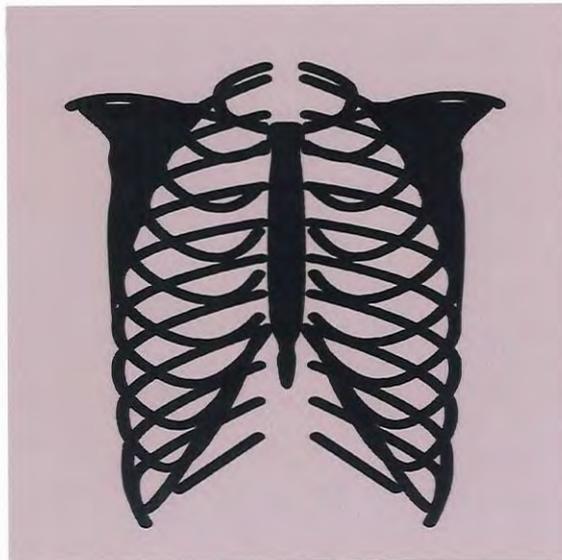


Figura 5.2 – Modelo Torácico 1 simulado com o esterno, porém, sem a presença das vértebras torácicas, diafragma e pele.



Figura 5.3 – Modelo Torácico 1 simulado sem a pele e com a presença do diafragma.



Figura 5.4 – Modelo Torácico 1 simulado evidenciando somente a pele.

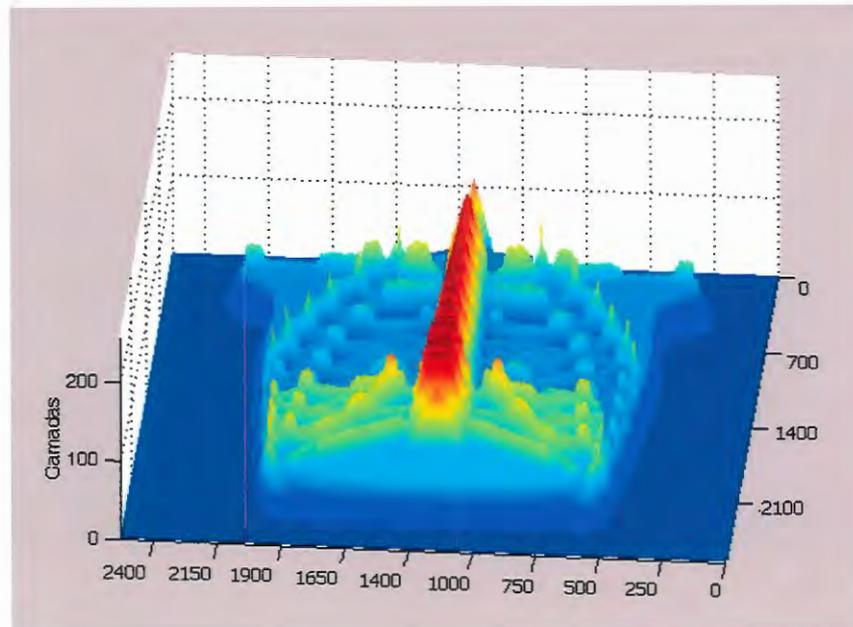


Figura 5.5 – Mapa de camadas do Modelo Torácico 1 em que as cores representam mais ou menos camadas sobrepostas. O vermelho numa extremidade para 255 camadas e o azul escuro na outra quando não existe nenhuma informação.

### 5.1.1 – Modificações

Para mostrar que o algoritmo que desenvolvemos possibilita qualquer alteração em qualquer parâmetro, modificamos alguns comprimentos e diâmetros do Modelo Torácico 1 para exemplificar. Na Figura 5.6, reduzimos 3,5 cm nos comprimentos das clavículas; na Figura 5.7, acrescentamos 1 cm nos diâmetros dos arcos costais e das clavículas; na Figura 5.8, acrescentamos 1,5 cm nos diâmetros das vértebras torácicas; na Figura 5.9, acrescentamos 2% no percentual de aumento das vértebras.



Figura 5.6 – Modelo Torácico 1 simulado após reduzirmos 3,5 cm dos comprimentos das clavículas.



Figura 5.7 – Modelo Torácico 1 simulado após acrescentarmos 1 cm aos diâmetros dos arcos costais e clavículas.



Figura 5.8 – Modelo Torácico 1 simulado após acrescentarmos 1,5 cm aos diâmetros das vértebras torácicas.



Figura 5.9 – Modelo Torácico 1 simulado após acrescentarmos 2 % no percentual de aumento das vértebras torácicas.

Para mostrar que o algoritmo é capaz de representar indivíduos com morfometrias bem diferentes, escolhemos entre os modelos modificados, um que chamamos de Modelo Torácico 2. Na Tabela 5.2 apresentamos suas dimensões. A Figura 5.10 mostra este modelo simulado sem a pele e o diafragma. Na Figura 5.11 consideramos o modelo com o diafragma e a Figura 5.12 mostra a pele. O mapa de camadas do Modelo Torácico 2 está na Figura 5.13.

Tabela 5.2 – Dimensões para o tórax, arcos costais, clavículas, vértebras torácicas, esterno, escápulas, diafragma e pele, definindo o Modelo Torácico 2.

Estrutura	Dimensões (cm)				Percentual (%) de Aumento
	Diâmetro	Altura	Comprimento	Espessura	
Caixa Torácica	29,5	30,8	-	-	-
<i>Silhueta Cardíaca</i>	11,4	-	-	-	-
<i>Clavículas</i>	1,25	-	17,7	-	-
<i>Arcos costais</i>	1,25	-	-	-	-
<i>Primeira Vértebra torácica</i>	4	-	-	-	2,6
<i>Esterno</i>	-	-	-	0,7	-
<i>Escápulas</i>	-	-	-	0,9	-
<i>Diafragma</i>	-	-	-	1,1	-
<i>Pele</i>	-	-	-	1,3	-



Figura 5.10 – Modelo Torácico 2 simulado sem a presença do diafragma e da pele.



Figura 5.11 – Modelo Torácico 2 simulado com o diafragma.



Figura 5.12 – Modelo Torácico 2 evidenciando somente a pele.

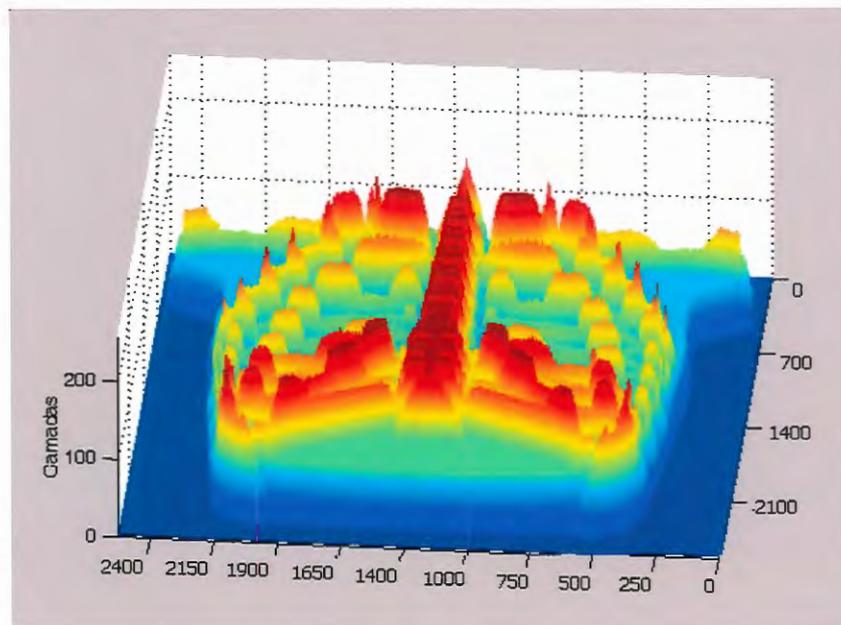


Figura 5.13 – Mapa de camadas do Modelo Torácico 2 em que as cores representam mais ou menos camadas sobrepostas. O vermelho numa extremidade para 255 camadas e o azul escuro na outra quando não existe nenhuma informação.

As Figuras 5.10, 5.11 e 5.12 mostram que foi possível alterar as dimensões dos arcos costais, clavículas, escápulas, esterno, vértebras torácicas, diafragma e pele, sem perder as características anatômicas das caixas torácicas. Comparando o Modelo Torácico 1 com o Modelo Torácico 2, constatamos que o algoritmo que desenvolvemos pode representar estruturas morfométricas diferentes.

## 5.2 – Visualização das Bordas Pulmonares dos Modelos Torácicos 1 e 2

Na Figura 5.14 mostramos as Bordas Pulmonares Anteriores e na Figura 5.15 as Bordas Pulmonares Posteriores dos Modelos Torácicos 1 e 2, onde são evidenciadas as silhuetas do botão aórtico, do arco médio, do ventrículo esquerdo, do átrio direito, da veia cava superior, das cúpulas diafragmáticas, dos ângulos costo-frênicos e cárdio-frênicos.

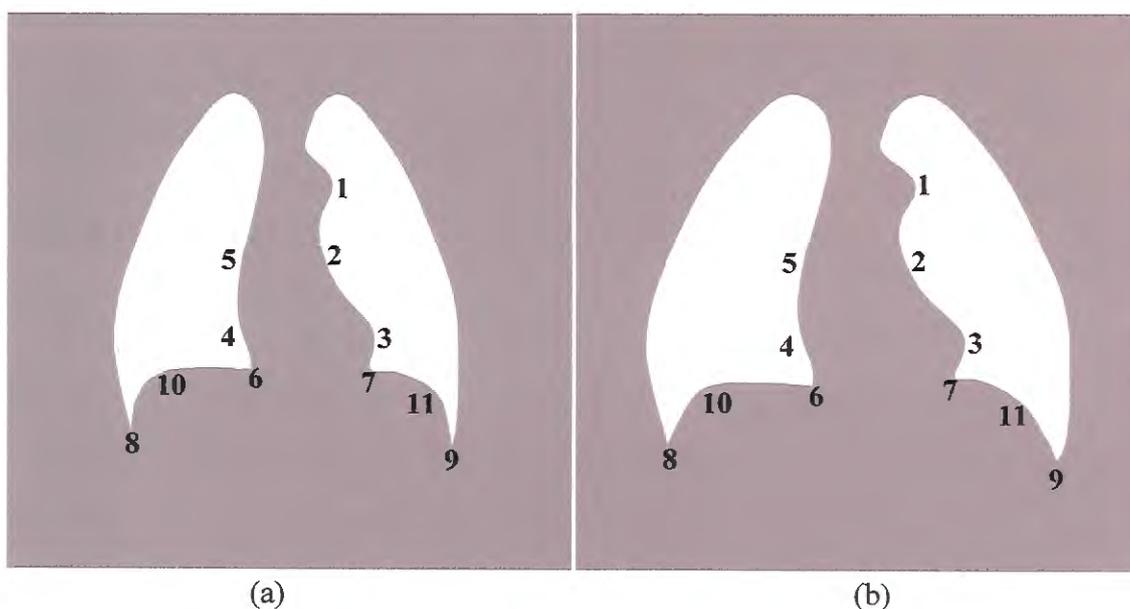


Figura 5.14 – Bordas Pulmonares Anteriores representando as silhuetas: 1 - botão aórtico; 2 - arco médio; 3 - ventrículo esquerdo; 4 - átrio direito; 5 - veia cava superior; 6 - ângulo cárdio-frênico direito; 7 - ângulo cárdio-frênico esquerdo; 8 - ângulo costo-frênico direito; 9 - ângulo costo-frênico esquerdo; 10 - cúpula diafragmática direita; 11 - cúpula diafragmática esquerda. (a) obtidas do Modelo Torácico 1; (b) obtidas do Modelo Torácico 2.

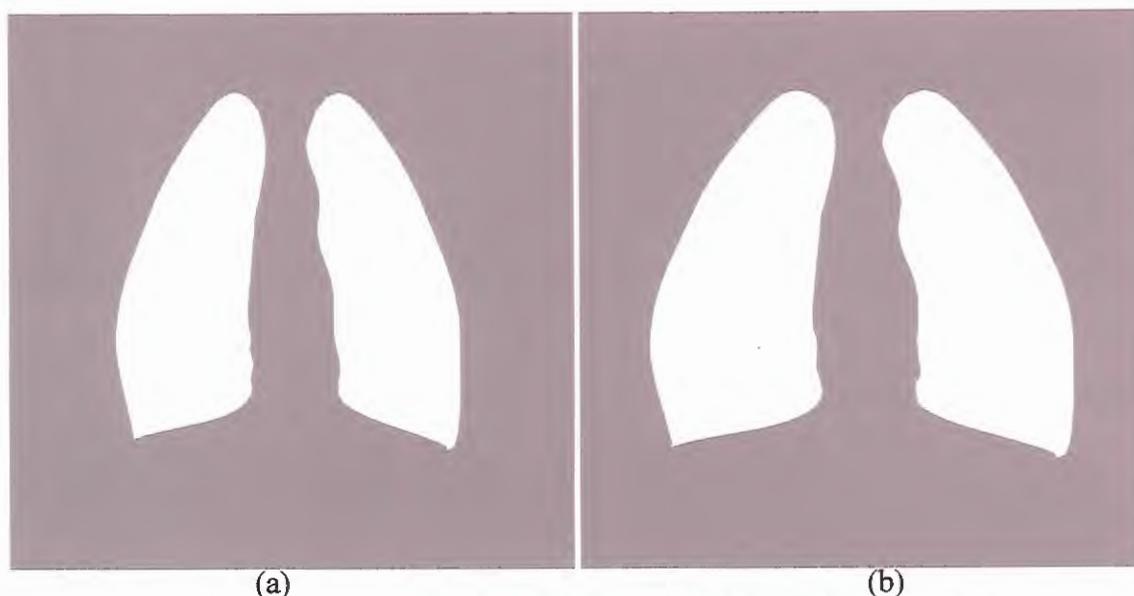


Figura 5.15 – Bordas Pulmonares Posteriores. (a) obtidas do Modelo Torácico 1; (b) obtidas do Modelo Torácico 2.

### 5.3 – Simulação das Estruturas Pulmonares

Neste tópico apresentamos as simulações das vias aéreas e das ramificações arteriais pulmonares. Identificamos como Modelo Pulmonar 1 as ramificações que seguem as bordas pulmonares do Modelo Torácico 1 e, Modelo Pulmonar 2, as que seguem as bordas do Modelo Torácico 2. Na Tabela 5.3 mostramos os valores que utilizamos para simular as ramificações.

Tabela 5.3 – Valores utilizados para simular os Modelos pulmonares 1 e 2, sendo que os limiares são dados em milímetros.

Parâmetros	Modelos Pulmonares 1 e 2
Expoente do diâmetro $n$	3
Limiar para ramos até os bronquíolos terminais	0,45 mm
Limiar para ramos até os bronquíolos respiratórios	0,2 mm

Nas Figuras 5.16 (a) e (b) simulamos os Modelos Pulmonares 1 e 2 com limiar médio de 0,45 mm de diâmetro. Essas imagens mostram ramos até os bronquíolos terminais. Já nas Figuras 5.17 (a) e (b), simulamos os modelos pulmonares com um limiar médio de 0,2 mm, representando ramos até os bronquíolos respiratórios, sendo que os mapas de camadas dessas estruturas estão na Figura 5.18.



(a)



(b)

Figura 5.16 – Vias aéreas simuladas com ramos representados até os bronquíolos terminais. (a) Modelo Pulmonar 1; (b) Modelo Pulmonar 2.

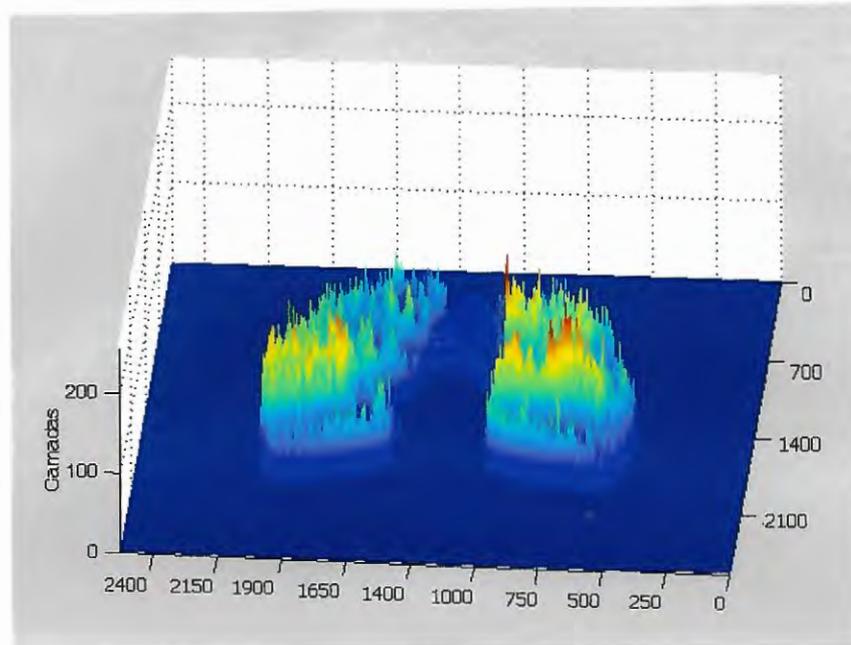


(a)

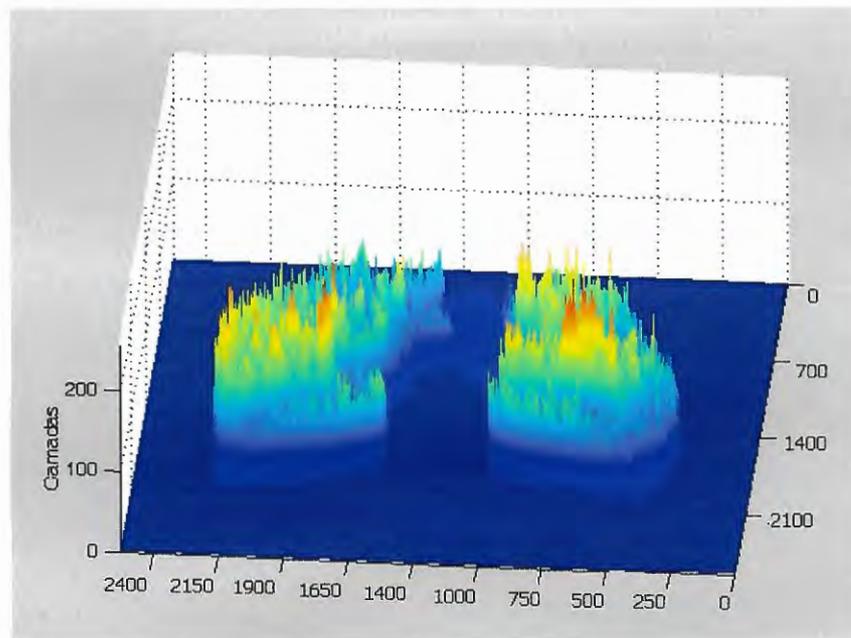


(b)

Figura 5.17 – Vias aéreas simuladas com ramos representados até os bronquíolos respiratórios. (a) Modelo Pulmonar 1; (b) Modelo Pulmonar 2.



(a)



(b)

Figura 5.18 – Mapas de camadas dos modelos pulmonares considerando ramos até os bronquíolos terminais. (a) Modelo Pulmonar 1 (Figura 5.16 (a)); (b) Modelo Pulmonar 2 (Figura 5.16 (b)).

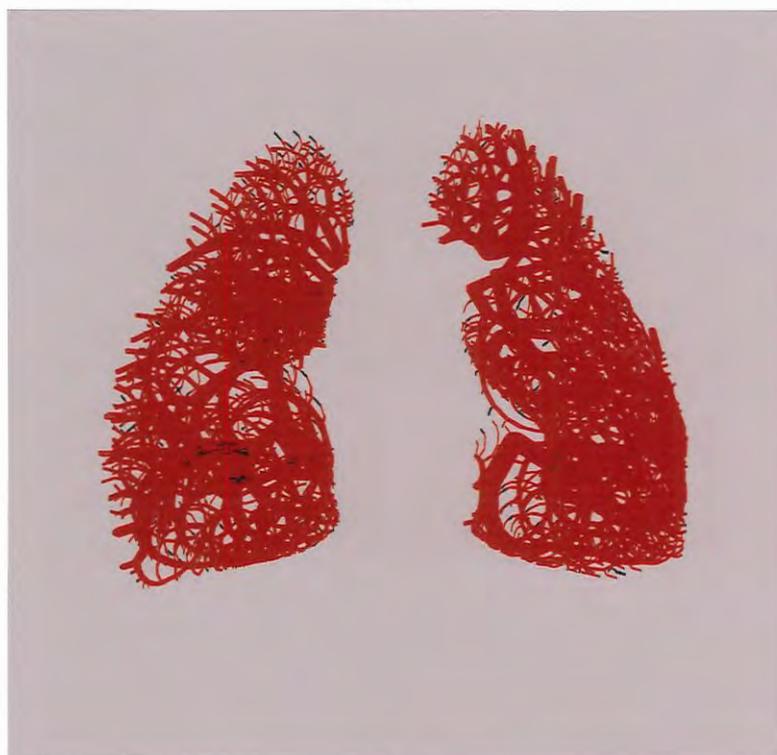
### 5.3.1 – Ramificações Arteriais

Utilizamos  $n$  igual a 2,6 e limiar médio de diâmetro de 0,9 mm para representar as ramificações arteriais dos Modelos Pulmonares 1 e 2. As ramificações são modeladas a partir das dimensões e posições de cada brônquio segmentar. Nas Figuras 5.19 (a) e (b) mostramos as estruturas simuladas em vermelho para diferenciá-las das vias aéreas

pulmonares. Nas Figuras 5.20 (a) e (b) mostramos mapas de camadas dos ramos arteriais simulados até os bronquíolos terminais.

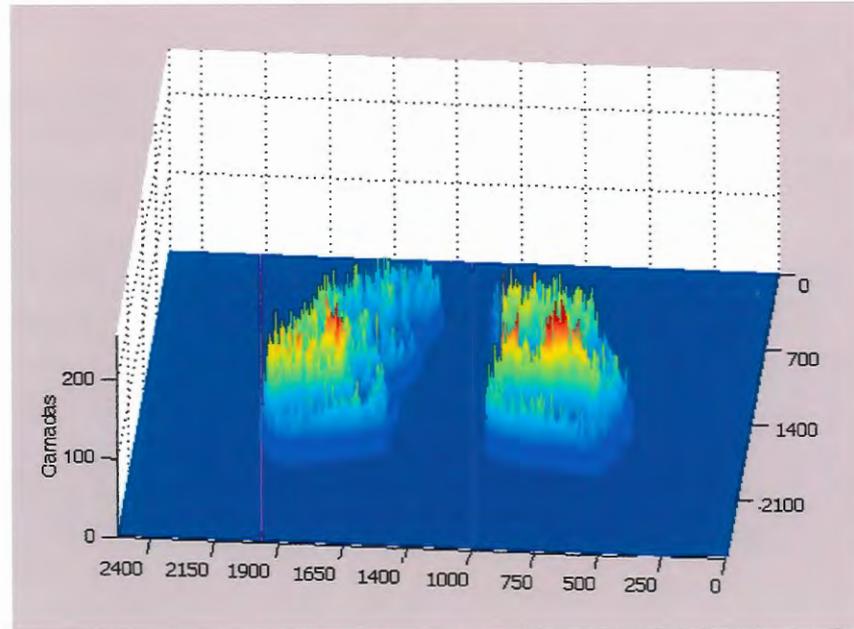


(a)

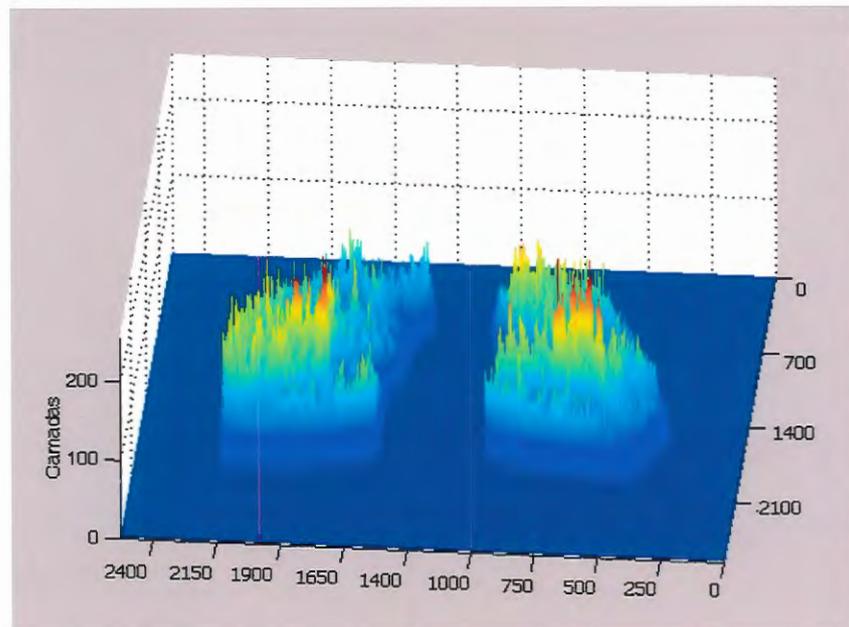


(b)

Figura 5.19 – Ramificações arteriais simuladas com limiar médio de diâmetro de 0,9 mm. (a) Modelo Pulmonar 1; (b) Modelo Pulmonar 2.



(a)



(b)

Figura 5.20 – Mapas de camadas das ramificações arteriais até os bronquíolos terminais.  
(a) Modelo Pulmonar 1; (b) Modelo Pulmonar 2.

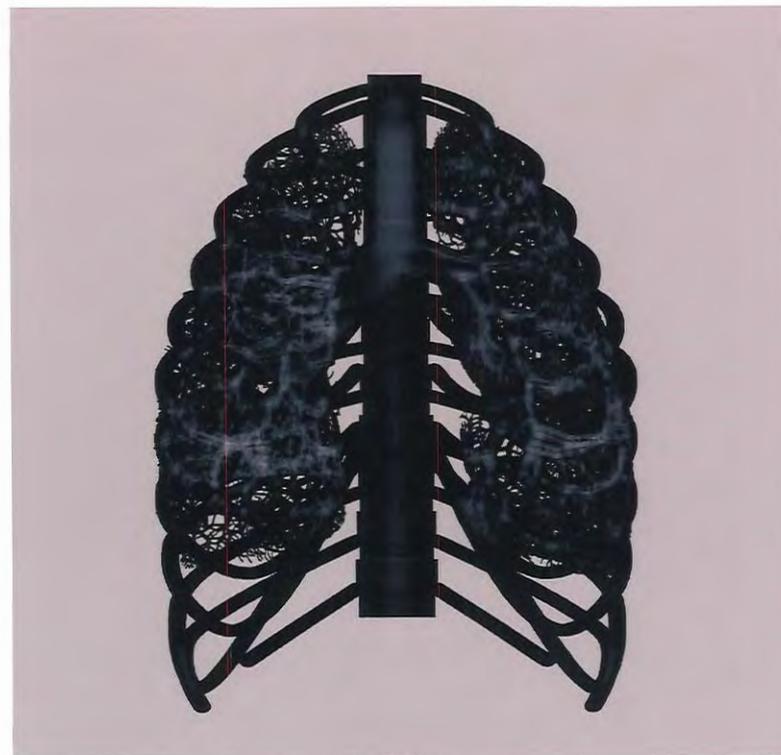
Simulamos também as vias aéreas e as ramificações arteriais do Modelo Pulmonar 1 com limiar médio de diâmetro de 2,5 mm. Esse limiar torna a representação gráfica mais fácil para evidenciar a distribuição anatômica das vias aéreas e dos ramos arteriais (Figura 5.21).



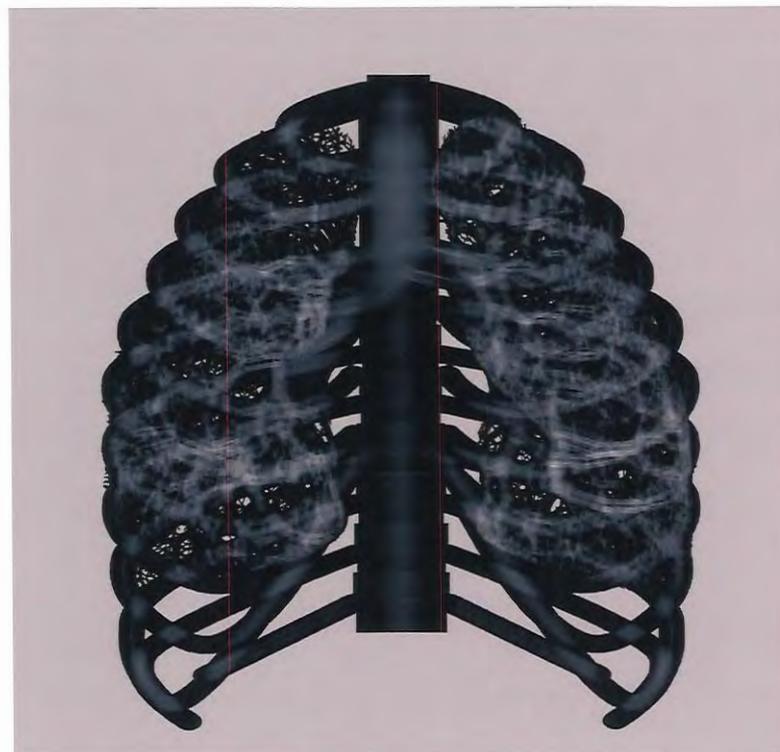
Figura 5.21 – Ramificações aéreas (cor preta) e arteriais (cor vermelha) simuladas até os ramos com 2,5 mm de diâmetros.

## 5.4 – Simulações dos Modelos Completos

Definimos como sendo modelos completos as simulações com ramificações aéreas, arteriais e a presença da caixa torácica. Portanto, o Modelo Completo 1 considera as ramificações do Modelo Pulmonar 1 com a caixa torácica do Modelo Torácico 1 (Figura 5.22 (a)) e, Modelo Completo 2 (Figura 5.22 (b)), as ramificações do Modelo Pulmonar 2 com as estruturas torácicas do Modelo Torácico 2. Realizamos as simulações com limiares de 0,6 mm de diâmetros, considerando somente os arcos costais e as vértebras torácicas. Adotamos esse procedimento para que as ramificações dentro das caixas torácicas sejam visíveis na imagem. Mostramos nas Figuras 5.23 (a) e (b) os Modelos Completos 1 e 2 considerando o diafragma. Já as Figuras 5.24 (a) e (b) mostram os mapas de camadas dos Modelos Completos 1 e 2.



(a)

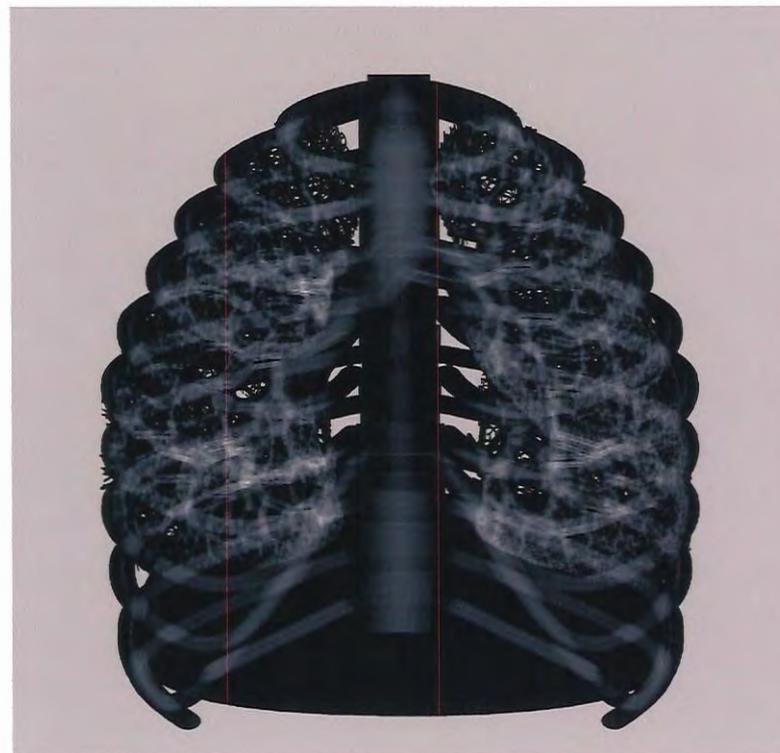


(b)

Figura 5.22 – Simulação das ramificações aéreas e arteriais com limiares de 0,6 mm de diâmetros, considerando a caixa torácica somente com os arcos costais e as vértebras torácicas. (a) Modelo Completo 1; (b) Modelo Completo 2.

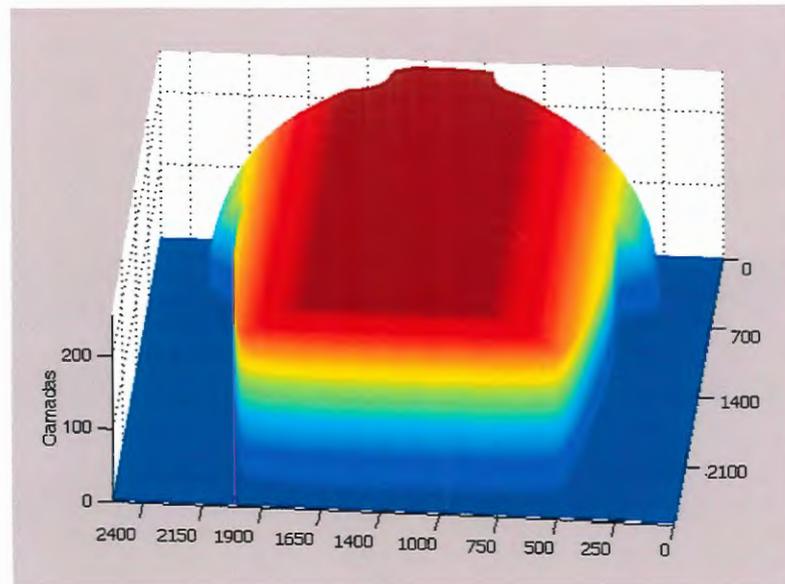


(a)

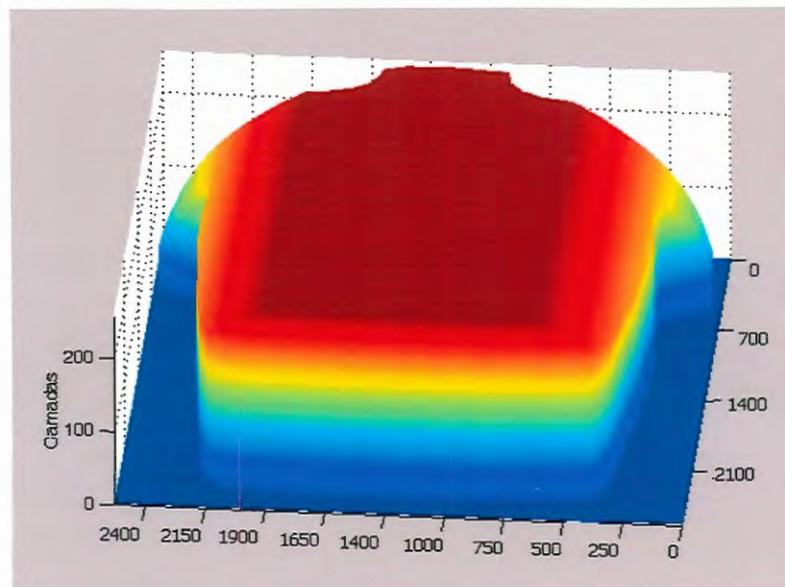


(b)

Figura 5.23 – Simulação das ramificações aéreas e arteriais com limiares de 0,6 mm de diâmetros, considerando a caixa torácica com os arcos costais, as vértebras torácicas e o diafragma. (a) Modelo Completo 1; (b) Modelo Completo 2.



(a)



(b)

Figura 5.24 – Mapas de Camadas representados pela soma dos mapas de camadas das estruturas torácicas e pulmonares. (a) Modelo Completo 1; (b) Modelo Completo 2.

Analisando as Figuras 5.22 e 5.23, constatamos que o algoritmo que desenvolvemos representa adequadamente a organização espacial dos ramos dentro das caixas torácicas.

## 5.5 – Simulações Radiográficas

O algoritmo que desenvolvemos permite simulações radiográficas dos modelos com variações da técnica de exposição. Para mostrar essa versatilidade, simulamos as

radiografias do Modelo Completo 1 variando a tensão de 35 para 85 e a corrente de 6 para 8. Na Figura 5.25 (a) mostramos a simulação radiográfica do Modelo Completo 1 com 35 kVp - 6 mAs e, na Figura 5.25 (b), com 85 kVp - 8 mAs.

A radiografia simulada com 70 kVp e 5 mAs do Modelo Completo 2 é apresentada na Figura 5.26. As imagens das Figuras 5.26 (a) e (b) têm diferentes contrastes radiológicos, o que era esperado já que no Modelo Completo 2 aumentamos as espessuras das estruturas, mas mantivemos a mesma técnica de exposição (kVp e mAs).

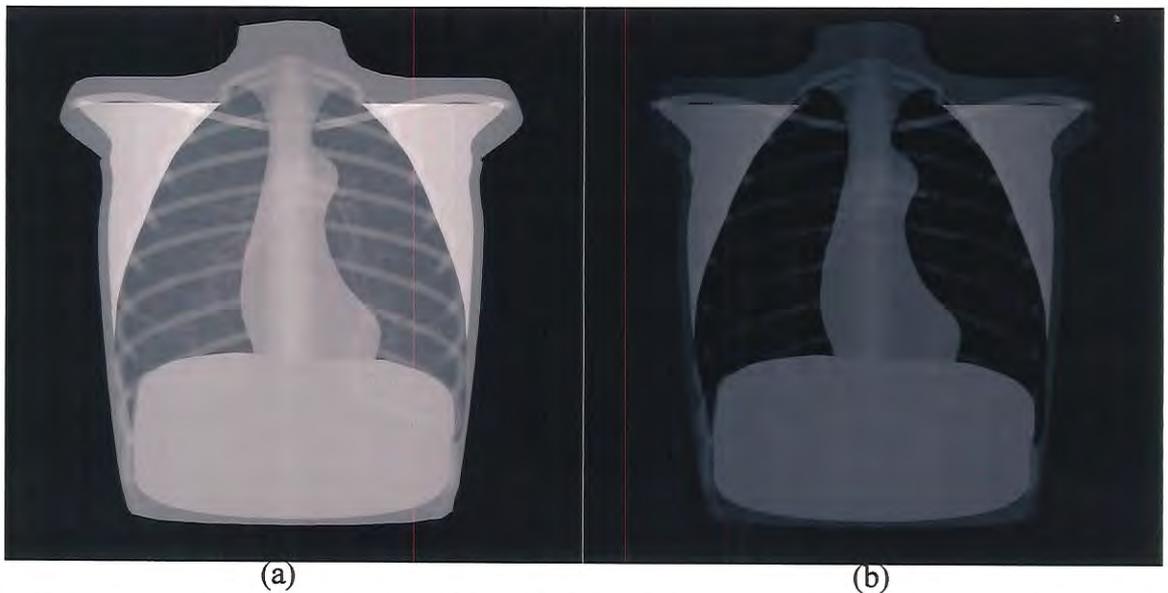


Figura 5.25 – Simulações radiográficas do Modelo Completo 1 considerando a pele. (a) com 35 kVp e 6 mAs; (b) 85 kVp e 8 mAs.

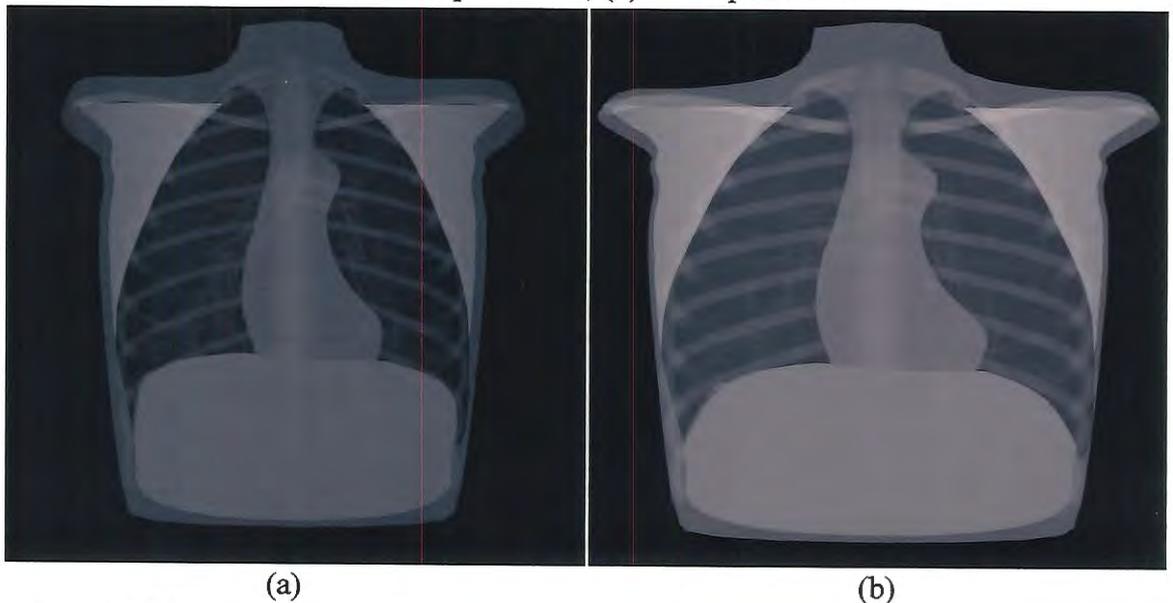


Figura 5.26 – Simulações radiográficas com 70 kVp e 5 mAs. (a) Modelo Completo 1; (b) Modelo Completo 2.

## 5.6 – Simulação das Doenças Pulmonares

Neste tópico apresentamos as simulações do abscesso de pulmão e os padrões das DIPs considerados nesta pesquisa, a saber: nodular, reticular e retículo-nodular. Adotamos as dimensões do Modelo Completo 1 e, no caso das DIPs, simulamos cada padrão disseminado pelos pulmões direito e esquerdo.

### 5.6.1 – Simulação do Padrão Nodular

Para o padrão nodular, simulamos imagens com 200 nódulos que variam entre 1 e 4 mm de diâmetros. Na Figura 5.27 apresentamos a imagem radiográfica do Modelo Completo 1 e para proporcionar uma melhor visualização, selecionamos uma região do pulmão direito com a presença desses nódulos (Figura 5.28 (a)), mostrando em tamanho real esse padrão. Para comparação, mostramos na Figura 5.28 (b) a mesma região sem essa doença.



Figura 5.27 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs do Modelo Completo 1 considerando o padrão nodular.

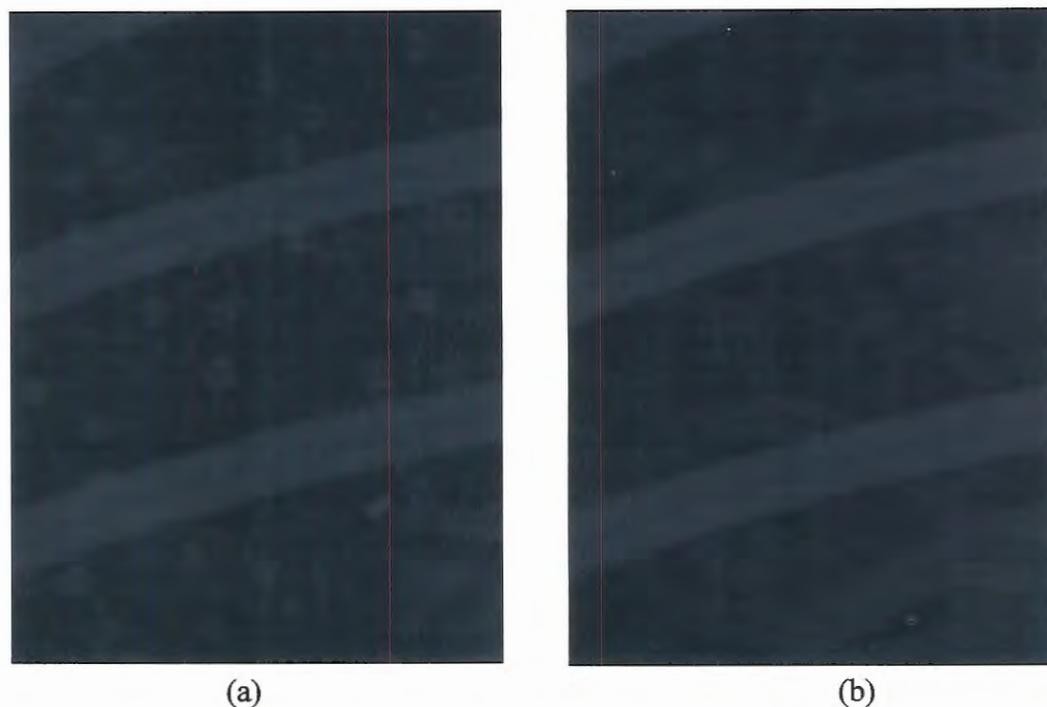


Figura 5.28 – Regiões do lobo superior direito selecionadas do Modelo Completo 1. (a) com o padrão nodular; (b) sem a doença.

### 5.6.2 – Simulação do Padrão Reticular

Simulamos o Modelo Completo 1 com o padrão reticular (Figura 5.29), definindo que as paredes dos retículos têm 4,5 mm de comprimentos e que os diâmetros podem variar entre 1 e 2,5 mm. Para visualizar os retículos, mostramos, em tamanho real, uma região selecionada do pulmão direito (Figura 5.30 (a)). Na Figura 5.30 (b) apresentamos a mesma região sem a doença.

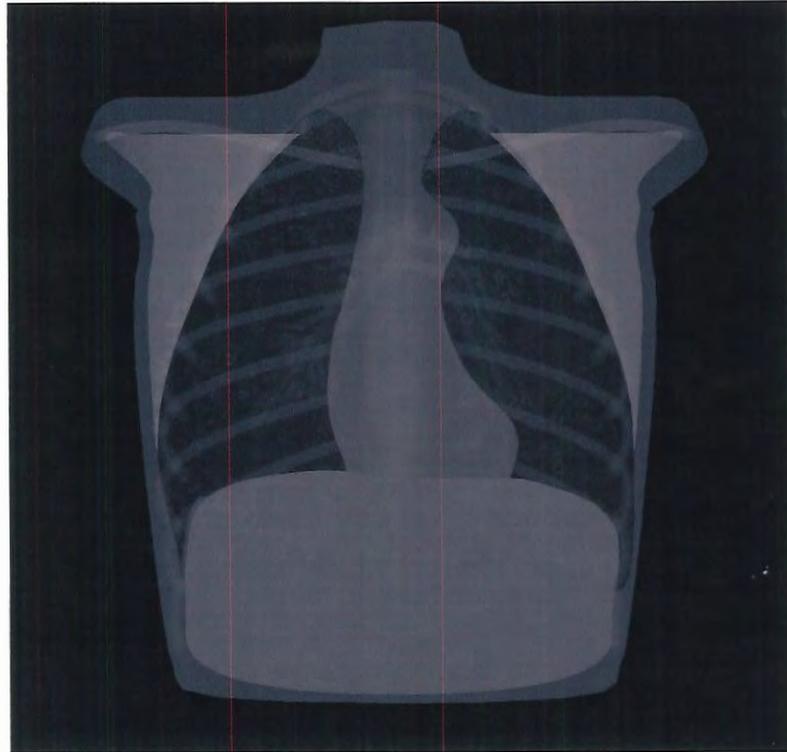


Figura 5.29 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs do Modelo Completo 1 considerando o padrão reticular.

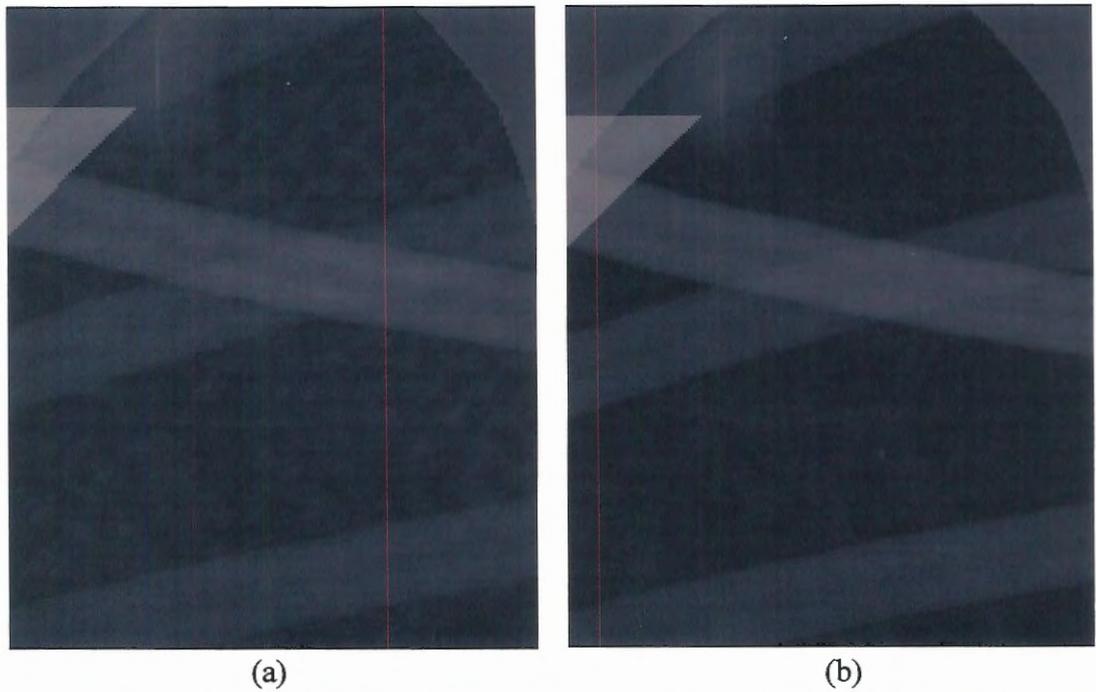


Figura 5.30 – Regiões selecionadas do lobo superior direito do Modelo Completo 1. (a) com o padrão reticular; (b) sem a doença.

### 5.6.3 – Simulação do Padrão Retículo-Nodular

Definimos que neste padrão as paredes dos retículos têm 4 mm de comprimentos, que os diâmetros podem variar de 1 a 3 mm de diâmetros e que seus nódulos são estruturas entre 0,5 e 2 mm de diâmetros. Na Figura 5.31 apresentamos a imagem radiográfica do Modelo Completo 1 com o padrão retículo-nodular e, na Figura 5.32 (a), mostramos, em tamanho real, uma região do pulmão esquerdo, evidenciando a disposição desse padrão. A Figura 5.32 (b) mostra a mesma região sem a doença.

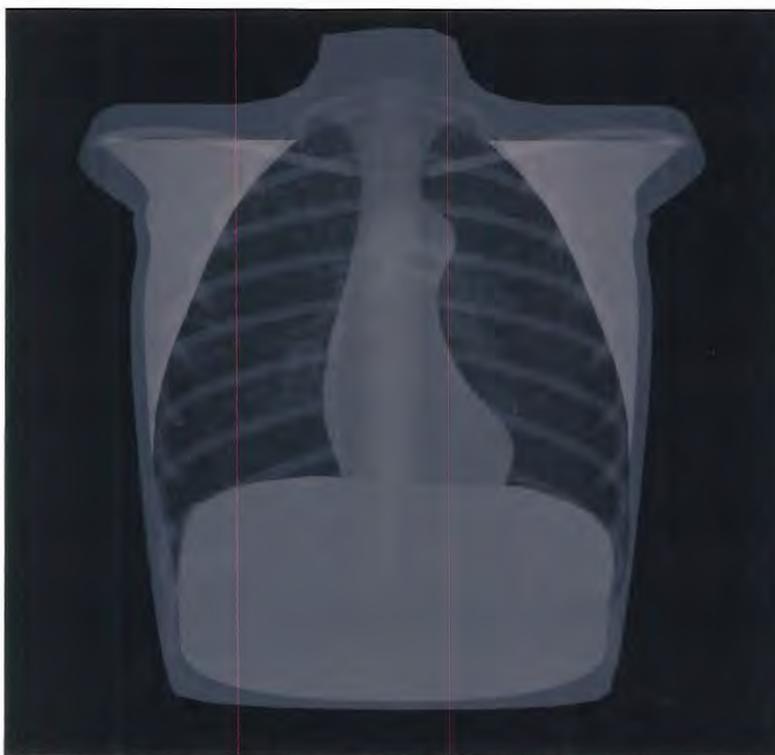
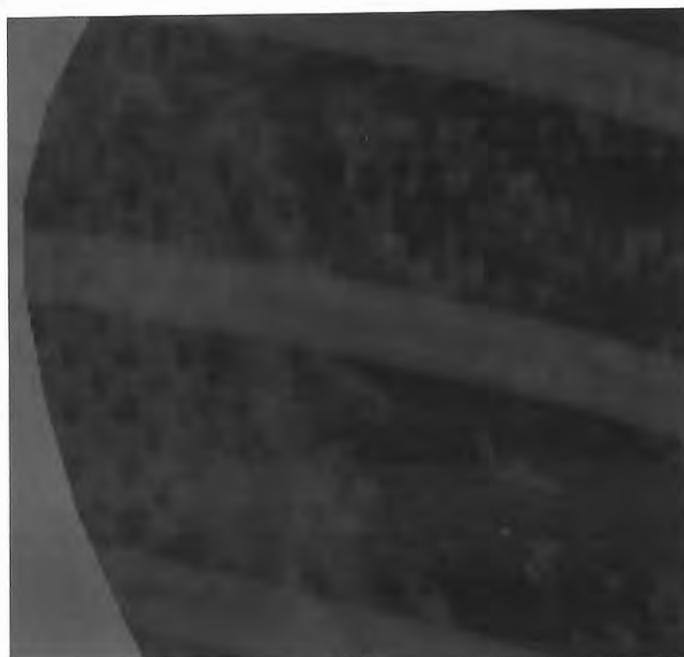
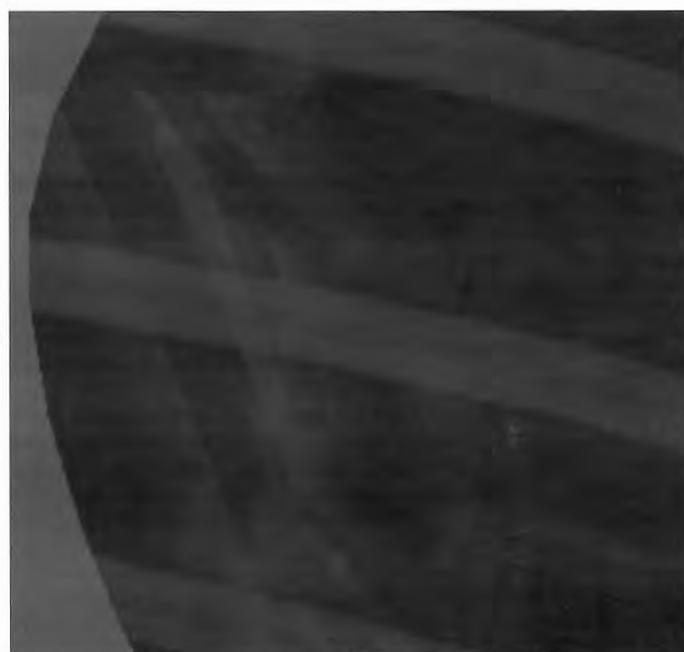


Figura 5.31 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs do Modelo Completo 1 considerando o padrão retículo-nodular.



(a)



(b)

Figura 5.32 – Regiões selecionadas do lobo superior esquerdo do Modelo Completo 1. (a) com o padrão retículo-nodular; (b) sem a doença.

#### 5.6.4 – Simulação do Abscesso Pulmonar

Consideramos no Modelo Completo 1 um abscesso pulmonar de 4,5 cm de diâmetro localizado no pulmão esquerdo e simulamos sua imagem radiográfica com 70 kVp e 5 mAs (Figura 5.33). Na Figura 5.34, mostramos a região pulmonar acometida por essa doença.

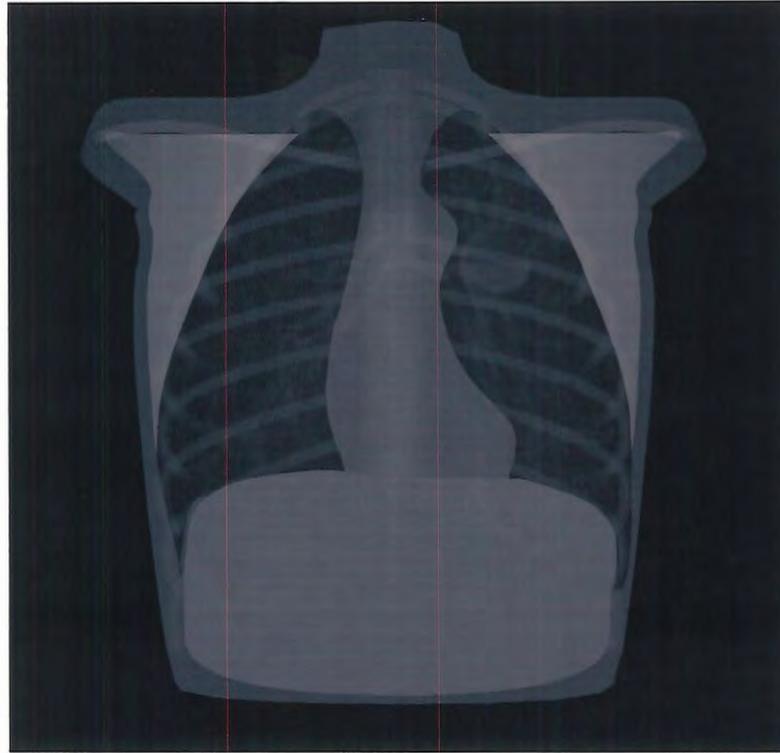


Figura 5.33 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs do Modelo Completo 1 considerando um abscesso pulmonar no segmento anterior do lobo superior esquerdo.



Figura 5.34 – Região selecionada do pulmão esquerdo do Modelo Completo 1 com o abscesso pulmonar.

## 5.7 – Tempo para Modelagem das Estruturas e Simulação das Imagens

O algoritmo processado em um microcomputador com um processador de 2,66 GHz e 756 MB de memória RAM leva os tempos médios relacionados na Tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Tempos médios para modelagem das estruturas e simulação das imagens radiográficas.

<b>Modelos</b>	<b>Tempo</b>
Torácico 1	16''
Torácico 2	20''
<sup>1</sup> Pulmonar 1	4'
<sup>1</sup> Pulmonar 2	5'
Completo 1	5'20''
Completo 2	6'30''
Completo 1 com patologias	6'
<sup>2</sup> Simulação Radiográfica com 70 kVp e 5 mAs	2'

## 5.8 - Comparações e Discussões

Para validar o algoritmo que desenvolvemos, realizamos comparações qualitativas tanto com modelos anatômicos, quanto com os resultados obtidos pelas melhores simulações computacionais apresentadas na literatura especializada. Efetuamos ainda, comparações quantitativas dos diâmetros, comprimentos, ângulos, número de bronquíolos terminais e respiratórios dos Modelos Pulmonares 1 e 2, com os dados obtidos de pulmões reais.

### 5.8.1 – Comparações Qualitativas

#### 5.8.1.1 - Estruturas Torácicas Simuladas com Modelos Anatômicos

O Atlas de anatomia humana (Higashida (2001)) apresenta um modelo anatômico de caixa torácica (Figura 5.35). Modificamos os valores iniciais do Modelo Torácico 1 para considerar um padrão morfométrico parecido com o modelo de

<sup>1</sup> Ramos modelados até os bronquíolos respiratórios.

<sup>2</sup> Na simulação das imagens radiográficas o tempo varia conforme a kVp.

Higashida (2001) e o chamamos de Modelo Torácico 3. As modificações estão na Tabela 5.5, sendo que a imagem simulada, sem o diafragma e a pele, está na Figura 5.36.

Tabela 5.5 –Modificações das dimensões do Modelo Torácico 1, definindo o Modelo Torácico 3.

Estrutura	Dimensões (cm)		
	Diâmetro	Altura	Comprimento
Caixa Torácica	25,8	29	-
<i>Clavículas</i>	1,6	-	14
<i>Arcos costais</i>	1,6	-	-

Comparando as Figuras 5.35 e 5.36, de uma forma geral, observamos uma coerência entre o aspecto visual das estruturas simuladas com as do modelo anatômico de Higashida (2001), porém, com diferença na posição das escápulas. Representamos as escápulas com a disposição adotada para radiografias torácicas. Outras diferenças são observadas quando sobrepomos o Modelo Torácico 3 sem as escápulas no modelo anatômico de Higashida (2001). As exemplificações dessas diferenças são indicadas com setas, Figura 5.37.

Pela Figura 5.37 é possível constatar ainda que o Modelo Torácico 3 é mais cônico que o modelo utilizado para comparação. No entanto, em nosso modelo é possível modificar os percentuais de aumento dos arcos, descritos no item 4.2.3 do capítulo 4, permitindo que essa diferença seja corrigida facilmente.

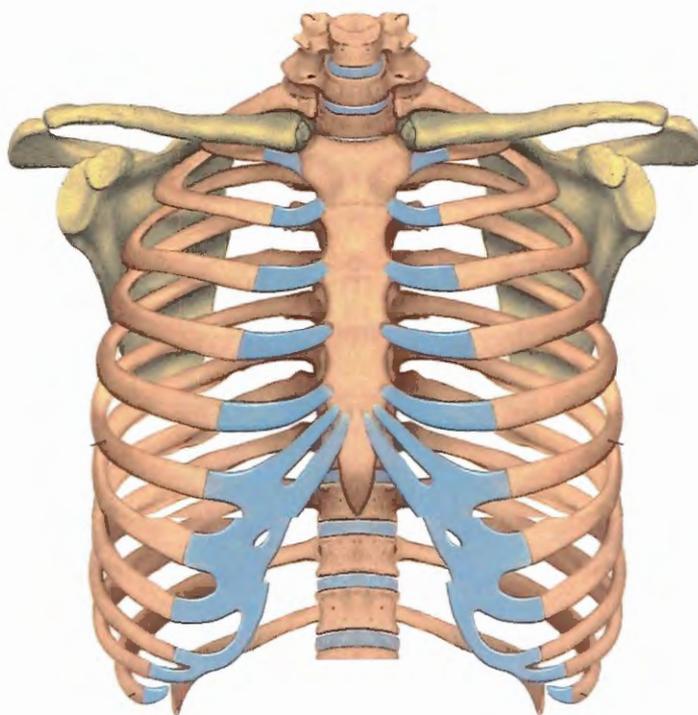


Figura 5.35 - Modelo anatômico apresentado por Atlas de anatomia. Fonte: Higashida (2001).



Figura 5.36 – Modelo Torácico 3 simulado.

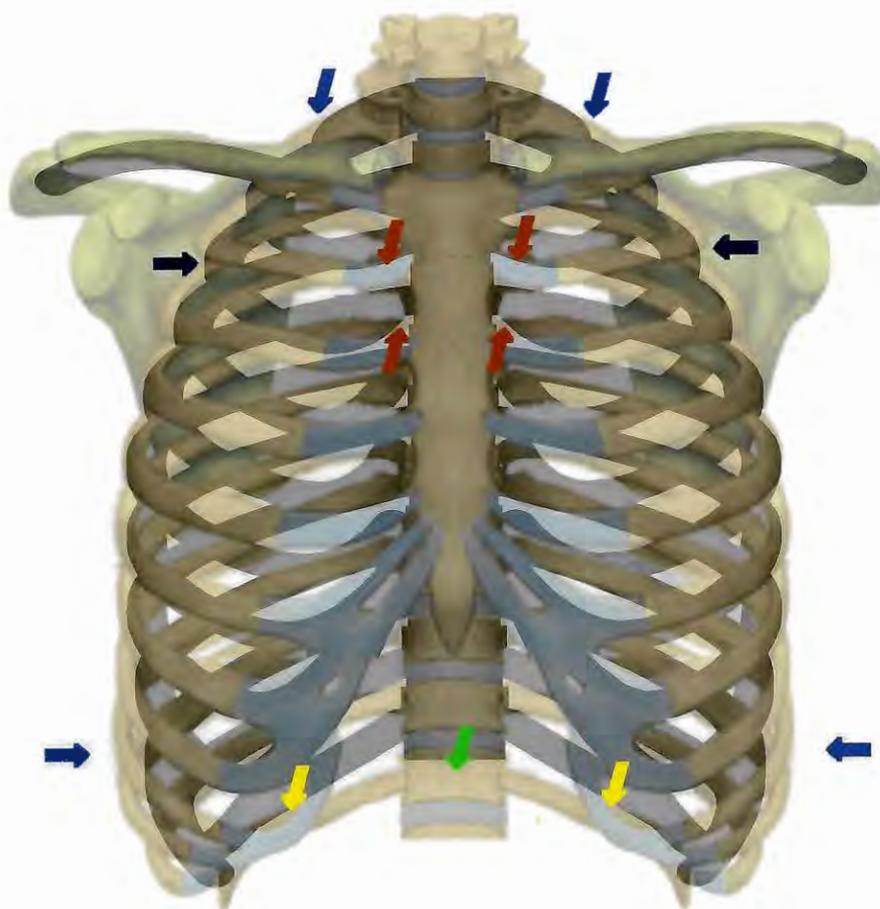


Figura 5.37 – Sobreposição do Modelo Torácico 3 sem as escápulas no modelo anatômico de Higashida (2001), mostrando diferenças entre: os tamanhos dos arcos, setas com a cor azul; os contornos dos arcos, setas com a cor preta; a altura da junção dos arcos com o esterno, setas com a cor vermelha; as vértebras torácicas, setas com a cor verde; o contorno e a junção do décimo arco, setas com a cor amarela.

### 5.8.1.2 – Ramos Arteriais Simulados com Estruturas Reais

As ramificações arteriais pulmonares fazem o mesmo percurso que as vias aéreas (AIRES, 1991; ROSS et al., 1993; VANDER et al., 1981; YAEGASHI e TAKAHASHI, 1994). Para mostrar que o nosso algoritmo representa essa característica, utilizamos as ramificações aéreas e arteriais do Modelo Torácico 1, sendo que, para melhor visualização das estruturas, identificamos as artérias com a cor vermelha. As estruturas foram modeladas com limiar médio de 2,5 mm de diâmetro. A Figura 5.38 mostra a região do lobo superior direito da qual selecionamos os ramos para comparação. Na Figura 5.39 (a) mostramos os ramos selecionados que seguem o mesmo percurso como no modelo real apresentado por Yaegashi e Takahashi (1994) na Figura 5.39 (b).



Figura 5.38 – Ramificações do Modelo Torácico 1 em que as artérias estão identificadas com a cor vermelha. A região selecionada para comparação está marcada em azul.

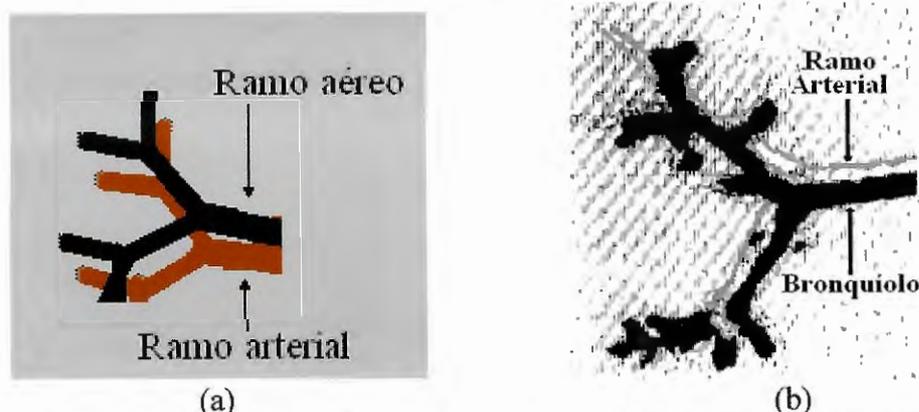


Figura 5.39 – Modelos mostrando que os ramos arteriais fazem o mesmo percurso que as vias aéreas. (a) região do lobo superior direito do modelo que simulamos, sendo que identificamos as artérias com a cor vermelha; (b) ramo aéreo e arterial de um pulmão real apresentada por Yaegashi e Takahashi (1994).

### 5.8.1.3 - Comparações com Modelos Computacionais

Neste tópico realizamos comparações com os modelos computacionais encontrados na literatura especializada. Para comparação com o modelo computacional de Tawhai et al. (2000) e de Kitaoka (2002), simulamos as vias aéreas do Modelo Torácico 3 com limiar médio de 0,9 mm de diâmetro. A Figura 5.40 (a) mostra o modelo de Tawhai et al. (2000), a Figura 5.40 (b) o de Kitaoka (2002) e na Figura 5.41 o que simulamos, sendo que na Figura 5.41 (b), mostramos as vias aéreas e os ramos arteriais com a caixa torácica.

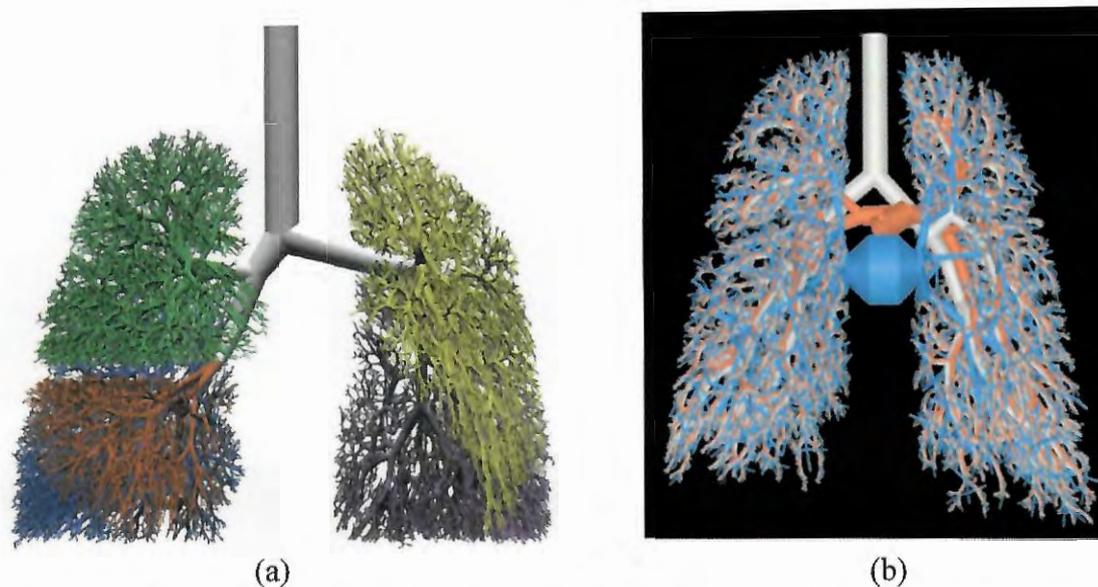


Figura 5.40 – Modelos computacionais. (a) Tawhai et al. (2000); (b) Kitaoka (2002).

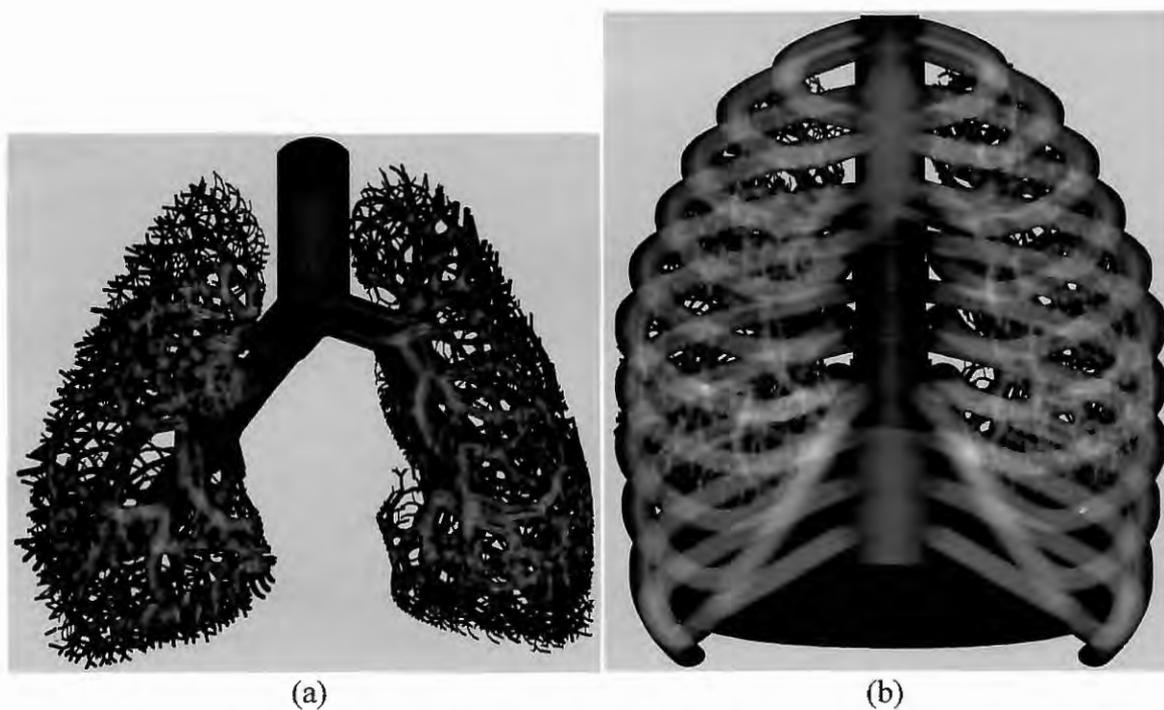


Figura 5.41 – Simulação das estruturas do Modelo Torácico 3. (a) vias aéreas e ramos arteriais; (b) arcos costais, vértebras torácicas, diafragma e ramificações pulmonares.

Comparando a Figura 5.41 com a Figura 5.40 (a), consideramos que nosso modelo é superior pelo fato de representar as ramificações arteriais e também as estruturas torácicas com diferentes dimensões (Figura 5.41 (b)).

O modelo de Kitaoka (2002) apresentado na Figura 5.40 (b) apresenta angulação do brônquio principal esquerdo diferente da observada nos pulmões reais. O autor considera os ramos venosos, representando essas estruturas junto com os ramos arteriais a partir dos troncos principais. Isso torna o modelo pulmonar do autor completo, no que tange a representação dessas particularidades. O modelo que apresentamos (Figura 5.41 (a)) não considera as estruturas mediastinais, mas ele poderá ser complementado facilmente para representá-las. Entretanto, nosso algoritmo representa as estruturas torácicas, com a vantagem de simular as vias aéreas e os ramos artérias, decorrentes de caixas torácicas com diferentes dimensões (Figura 5.41 (b)), bem como padrões intersticiais e abscesso de pulmão que acometem essas estruturas. Os modelos de Kitaoka (2002) e de Tawhai et al. (2000) não consideram essa flexibilidade e nível de representação.

## **5.8.2 – Comparações Quantitativas dos Modelos Simulados com Dados Anatômicos**

### **5.8.2.1 – Número de Divisões dos Ramos, Ângulos e Valores Médios**

Na Tabela 5.6 apresentamos para os Modelos Pulmonares 1 e 2, a média do número de divisões da traquéia até os bronquíolos terminais, a média  $d_1/d_0 + d_2/d_0$ , os ângulos das estruturas modeladas e os valores fornecidos por Horsfield e Cumming (1967).

Tabela 5.6 – Média do número de divisões da traquéia até as vias aéreas terminais; média  $d_1/d_0 + d_2/d_0$ ; média dos ângulos (expressos em graus) para os Modelos Pulmonares 1 e 2 e apresentados por Horsfield e Cumming (1967), assim como a diferença, percentual, entre eles.

Médias:	Horsfield e Cumming (1967)	Modelo Pulmonar 1	Diferença no Modelo 1 (%)	Modelo Pulmonar 2	Diferença no Modelo 2 (%)
<b>Divisões dos Ramos</b>	10 a 32	17,2	-	19,3	-
<b>Ângulos</b>	37°	36°	2,7	34°	8,1
<b><math>d_1/d_0 + d_2/d_0</math></b>					
maior que 4 mm	0,76	0,77	1,31	0,79	3,94
entre 3 e 4 mm	0,82	0,89	8,53	0,90	9,75
menor que 1 mm	0,87	0,78	10,34	0,78	10,34

Da Tabela 5.6 pode-se depreender que as divisões dos ramos modelados poderiam existir em um pulmão real. Em relação aos ângulos, o Modelo Pulmonar 1 apresenta valor mais próximo ao definido por Horsfield e Cumming (1967), com diferença de 2,7%, do que o Modelo Pulmonar 2. No entanto, a diferença no Modelo Pulmonar 2 não é grande. Observamos ainda, que o algoritmo representou adequadamente a média  $d_1/d_0 + d_2/d_0$ , principalmente para os ramos maiores que 4 mm. Para os ramos menores que 1 mm a diferença é superior a 10%, o que poderia ser considerada uma discrepância.

### 5.8.2.2 – Comprimentos

O objetivo desse tópico é mostrar que os comprimentos dos ramos modelados são compatíveis com os valores encontrados na literatura especializada. Na Tabela 5.7 mostramos os valores médios obtidos no Modelo Pulmonar 1, no Modelo Pulmonar 2, os resultados apresentados por Horsfield et al. (1971) e a diferença, percentual, entre nossos resultados e os dos autores. Os valores apresentados foram calculados para os ramos entre 4 e 0,45 mm de diâmetros, em intervalos de 0,5 mm.

Tabela 5.7 – Comprimentos dos ramos modelados e dos apresentados por Horsfield et al. (1971) e a diferença, percentual, entre eles.

Diâmetros dos ramos – Intervalos de:	Comprimentos (mm)				
	Horsfield et al. (1971)	Modelo Pulmonar 1	Diferença no Modelo 1 (%)	Modelo Pulmonar 2	Diferença no Modelo 2 (%)
4 a 3,45 mm	9,05	9,75	7,73	9,80	8,28
3,45 a 2,95 mm	9,88	8,60	12,95	8,59	13,05
2,95 a 2,45 mm	8,35	7,03	15,80	7,16	14,25
2,45 a 1,95 mm	6,80	5,81	14,55	6,01	11,61
1,95 a 1,45 mm	4,97	4,57	8,04	4,85	2,41
1,45 a 0,95 mm	3,89	3,06	21,33	3,36	13,62
0,95 a 0,45 mm	1,82	1,35	25,82	1,44	20,87

Comparando as diferenças apresentadas na Tabela 5.7, constatamos que no Modelo Pulmonar 1 há 2 intervalos com diferença menor que 10%, 3 intervalos com diferença entre 10 e 20% e 2 com diferença superior a 20%. Já no Modelo Pulmonar 2, há 2 intervalos com diferença menor que 10%, 4 intervalos com diferença entre 10 e 20% e apenas 1 com diferença superior a 20%. Através desses valores, observamos que o Modelo Pulmonar 2 apresenta valores mais próximos dos de Horsfield et al. (1971), do que o Modelo Pulmonar 1. Além disso, como há discrepâncias, diferenças acima de 20%, em apenas 2 intervalos dos 7 comparados, pode-se depreender que o método que desenvolvemos para determinar os comprimentos dos ramos fornece estruturas compatíveis com a anatomia real.

### 5.8.2.3 – Bronquíolos Terminais e Respiratórios

Verificamos se o nosso algoritmo representa o número de bronquíolos terminais, de bronquíolos respiratórios e os diâmetros dessas estruturas com valores compatíveis com os encontrados na literatura. Na Tabela 5.8 mostramos as médias dessas estruturas nos modelos simulados e os valores que utilizamos para comparação.

Tabela 5.8 – Médias dos números e diâmetros dos bronquíolos terminais, dos bronquíolos respiratórios para os modelos simulados e para trabalhos encontrados na literatura, onde: os diâmetros são expressos em milímetros; B.T. – bronquíolo terminal; B.R. – bronquíolo respiratório; M.P. – Modelo Pulmonar.

	Horsfield e Cumming (1968)	Pump (1969)	Horsfield et al. (1971)	Matsuba e Thurlbeck (1973)	Schreider e Raabe (1981)	M. P. 1	M. P. 2
<b>B.T.</b>							
Diâmetros	0,6	0,488	0,7 a 0,45	-	0,432	0,502	0,542
Número	-	-	-	6.000 a 27.500	-	20.205	28.151
<b>B.R.</b>							
Diâmetros	-	-	0,45 a 0,2	-	0,384	0,317	0,326
Número	233.941	-	233.920 e 216.544	-	-	191.770	227.716

Segundo Matsuba e Thurlbeck (1973), em um pulmão há entre 6.000 e 27.500 bronquíolos terminais. O valor obtido com o Modelo Pulmonar 1 está dentro do intervalo considerado possível por esses autores, sendo que no Modelo Pulmonar 2 a diferença é de apenas 2,36% em relação aos 27.500 ramos. No Modelo Pulmonar 1 a média do diâmetro dessas estruturas possui maior diferença em comparação com o valor apresentado por Horsfield e Cumming (1968), ou seja, 0,098 mm de diferença que corresponde a um percentual de 16,33%. Já o Modelo Pulmonar 2 possui maior diferença quando comparado com o valor de Schreider e Raabe (1981), ou seja, 0,11 mm, correspondendo a 25,46%. Apesar disso, nos Modelos Pulmonares 1 e 2 os diâmetros dos bronquíolos terminais estão dentro do intervalo considerado possível por Horsfield et al. (1971).

Quanto aos bronquíolos respiratórios, no Modelo Pulmonar 2 o número de estruturas é compatível com os resultados apresentados por Horsfield et al. (1971). No entanto, o Modelo Pulmonar 1 possui uma diferença de 24.774 bronquíolos respiratórios, quando comparado com os 216.544 ramos apresentados por esses autores. Essa diferença corresponde a um percentual de 11,44%, podendo ser considerada uma discrepância. Quando comparamos os diâmetros dos bronquíolos respiratórios simulados com o valor apresentado por Schreider e Raabe (1981), no Modelo Pulmonar 1 a diferença é de 0,067 mm, correspondendo a 17,44%, e no Modelo Pulmonar 2 essa diferença é menor, 0,058 mm, o que corresponde a 15,10%. Porém, nos Modelos

Pulmonares 1 e 2 os diâmetros desses bronquíolos estão dentro do intervalo definido como possível por Horsfield et al. (1971), que é entre 0,45 e 0,2 mm.

Com esses resultados, nosso algoritmo modela bronquíolos terminais e respiratórios com valores compatíveis com os encontrados em um pulmão real.

### 5.8.3 – Avaliação das Simulações por Especialistas

Apresentamos os questionários e as imagens para o pneumologista e para os dois radiologistas. As imagens foram numeradas seqüencialmente, conforme identificação apresentada na Tabela 5.9. As avaliações estão na Tabela 5.10.

Tabela 5.9 – Imagens utilizadas na avaliação por especialistas.

<b>IMAGEM</b>	<b>Modelo</b>
1	Completo 1 sem patologias (Figura 5.26 (a))
2	Completo 1 com o padrão nodular (Figuras 5.27)
3	Completo 1 com o padrão reticular (Figuras 5.29)
4	Completo 1 com o padrão retículo-nodular (Figuras 5.31)
5	Completo 1 com o abscesso pulmonar (Figuras 5.33)
6	Completo 2 sem patologias (Figura 5.26 (b))
7	Modelo Pulmonar 1 (Figura 5.16 (a))

Tabela 5.10 – Resultado da avaliação das estruturas por especialistas.

Questões	Pneumologista	Radiologistas	
		1º	2º
<b>IMAGEM 1</b>			
Qual a semelhança da imagem 1 com uma radiografia real de campos pulmonares	Muita	Muita	Muita
A representação dos arcos costais e das clavículas nessa imagem está?	Ótima	Boa	Boa
A representação da área cardíaca (sombra cardíaca) nessa imagem está?	Ótima	Ótima	Boa
A representação do diafragma nessa imagem está?	Ótima	Ótima	Satisfatória
A representação das escápulas nessa imagem está?	Satisfatória	Satisfatória	Satisfatória
A representação da coluna vertebral torácica que aparece pouco nítida, acima do 2º espaço intercostal, nessa imagem está?	Boa	Boa	Boa
A representação do padrão nodular na <b>IMAGEM 2</b> está?	Ótima	Boa	Satisfatória
A representação do padrão reticular na <b>IMAGEM 3</b> está?	Boa	Boa	Inadequada
A representação do padrão retículo-nodular na <b>IMAGEM 4</b> está?	Ótima	Boa	Satisfatória
A representação do abscesso na <b>IMAGEM 5</b> está?	Ótima	Boa	Satisfatória
<b>IMAGEM 6</b>			
Qual a semelhança da imagem 6 com uma radiografia real de campos pulmonares	Muita	Muita	Pouca
Essa imagem, utilizada para representar um indivíduo com outras características anatômicas, está?	Boa	Boa	Satisfatória
<b>IMAGEM 7</b>			
Qual a semelhança da imagem 7 com as vias aéreas reais?	Muita	Muita	Pouca
A representação da traquéia e dos brônquios principais nessa imagem está?	Boa	Ótima	Satisfatória
A representação das ramificações nessa imagem está?	Boa	Boa	Inadequada
No geral, essa imagem está?	Boa	Boa	Satisfatória
No geral, você considera que as simulações já visualizadas estão?	Ótimas	Boas	Satisfatórias

### **Observações do pneumologista.**

*“Numa radiografia de tórax de bom padrão radiológico, a coluna torácica deve aparecer pouco nítida acima da bifurcação da traquéia (2º espaço intercostal), mas deve desaparecer na imagem cardíaca”.*

*“O padrão reticular isolado é muito difícil de simular, assim, não avaliei como ótimo”.*

*“A simulação do Abscesso é excelente”.*

Comentários para a imagem que representa uma variação anatômica: *“A semelhança seria muito próxima a alternativa (idêntica), se a simulação das escápulas correspondessem mais à imagem da radiografia”.*

Comentários para a imagem das vias aéreas: *“No geral, a imagem está menos que Ótima e melhor que Boa”.*

*“A simulação das imagens radiográficas foi realizada com muito êxito quando se toma por parâmetro a radiografia de tórax”.*

### **Observações do 1º radiologista.**

*“Melhorar imagens para campos pulmonares”.*

### **Observações do 2º radiologista.**

*“O tórax está muito cônico, o arco anterior da costela deve ser um pouco mais largo, a cúpula frênica esquerda deve ser um pouco mais baixa e os seios costofrênicos mais rasos”.*

*“O filme está muito escuro, não permitindo visualização das reticulações”.*

Comentários para a imagem que representa uma variação anatômica: *“Faltou identificação dos vasos”.*

Comentários para a imagem das vias aéreas: *“Nas vias aéreas as divisões têm redução progressiva, invariavelmente. Nas imagens simuladas há muitas divisões com os mesmos calibres”.*

*“Para avaliação visual as imagens estão satisfatórias ou inadequadas. O mesmo não se dá, certamente, com visualização digital”.*

O 2º radiologista considerou que há pouca semelhança do Modelo Torácico 2 e das vias aéreas pulmonares com imagens reais devido à falta dos vasos. De fato, não consideramos essas estruturas nessa pesquisa. Esse especialista observou ainda que o filme radiográfico é muito escuro, não permitindo a visualização das reticulações, que nas simulações das vias aéreas há muitas divisões com os mesmos calibres, que tórax está muito cônico, que o arco anterior da costela deve ser um pouco mais largo, que a cúpula frênica esquerda deve ser um pouco mais baixa e os seios costo-frênicos mais rasos. Essas observações serão consideradas em trabalhos futuros para tornar nossas simulações radiográficas ainda mais representativas já que na situação atual ele considerou as representações satisfatórias. Entretanto, após essas observações modificamos os percentuais de aumento dos arcos costais (Tabela 5.11) para mostrar as estruturas torácicas e pulmonares menos cônicas, como podem ser vistas nas Figuras 5.42 e 5.43.

Tabela 5.11 – Modificações que realizamos nos percentuais de aumento dos arcos costais.

<b>Arcos Costais à Direita</b>	<b>Percentual (%) do diâmetro da caixa torácica</b>
1º_A_D	35
2º_A_D	42
3º_A_D	45
4º_A_D	46,5
5º_A_D	48
6º_A_D	50
7º_A_D	50
8º_A_D	50
9º_A_D	50
10º_A_D	50
11º_A_D	50
12º_A_D	50

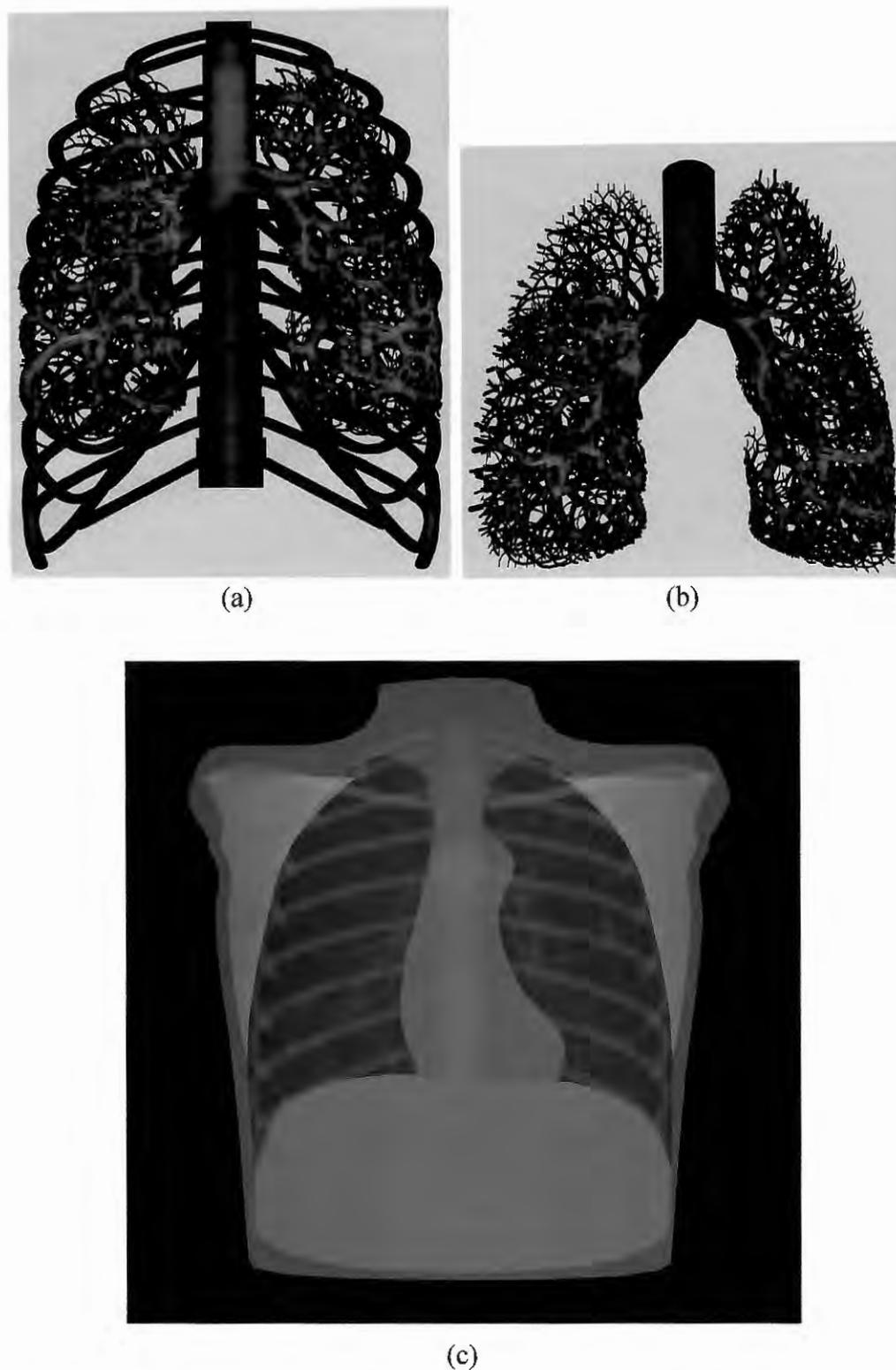


Figura 5.42 – Modelos Pulmonar e Completo 1 considerando os valores apresentados na Tabela 5.11. (a) arcos costais, vértebras torácicas e vias aéreas pulmonares; (b) vias aéreas modeladas com limiar médio de 1 mm; (c) simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs.

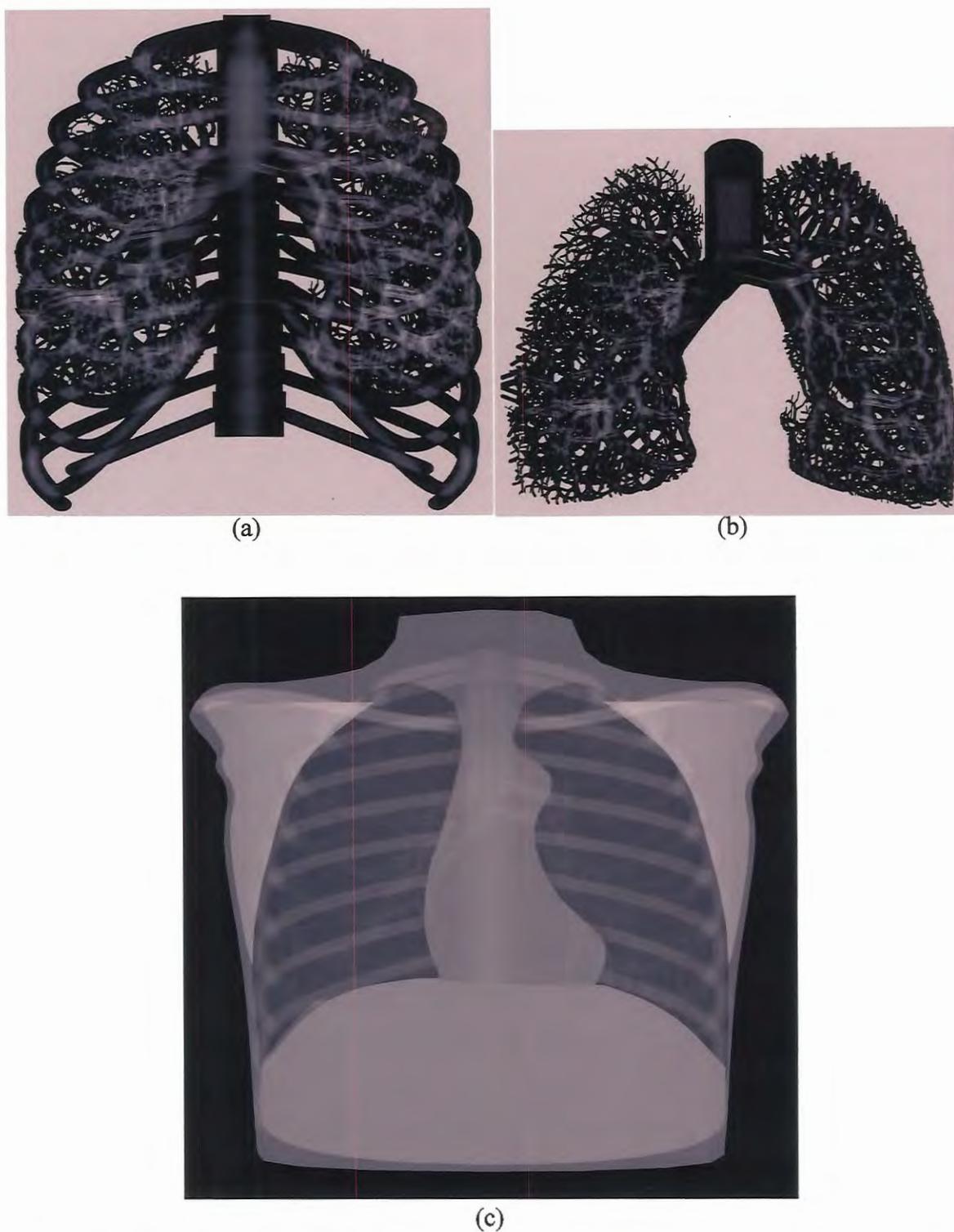


Figura 5.43 – Modelos Pulmonar e Completo 2 considerando os valores apresentados na Tabela 5.11. (a) arcos costais, vértebras torácicas e vias aéreas pulmonares; (b) vias aéreas modeladas com limiar médio de 1 mm; (c) simulação radiográfica com 70 kVp e 5 mAs.

## Capítulo 6

### Conclusões

Apresentamos um algoritmo que modela a caixa torácica, as ramificações arteriais e as vias aéreas pulmonares compatíveis com as estruturas reais. Mostramos a versatilidade do algoritmo para representar as variações anatômicas apresentando como exemplo, dois tamanhos de caixas torácicas. O modelo também permitiu controlar os parâmetros que influenciam a qualidade das imagens radiográficas, o que não ocorre com os fantasmas sintéticos construídos com materiais do tipo lucite e resinas sintéticas. De fato, nas simulações radiográficas, podemos apresentar imagens com os contrastes radiológicos proporcionados por diversas técnicas de exposição em função das características morfométricas dos pacientes. Com esses recursos, o modelo permite simular previamente a evolução das doenças ou intervenções cirúrgicas para auxiliar a escolha dos procedimentos mais adequados.

A representação por camadas que desenvolvemos é uma técnica que permite controlar individualmente todos os parâmetros envolvidos, inclusive a espessura de cada estrutura. Como resultado dessa versatilidade, as imagens radiográficas simuladas apresentam características anatômicas e visuais próximas às observadas nas imagens reais, o que não ocorre com os demais modelos encontrados na literatura especializada. Os resultados apresentados por Tawhai et al. (2000) mostram ramos com uma organização espacial diferente dos pulmões reais. Kitaoka (2002) simulou bem as estruturas pulmonares, entretanto, quando um ramo encontra as bordas dos órgãos, (por exemplo, o coração), seu crescimento é interrompido, conseqüentemente, as ramificações desta parte não são representadas corretamente. O modelo que desenvolvemos tem como desvantagem em relação ao modelo de Kitaoka (2002), o fato de não considerar os ramos venosos e as ramificações arteriais a partir dos troncos principais. Entretanto, o modelo apresentado por Kitaoka (2002) não permite modelar as

variações anatômicas existentes entre os indivíduos, considerando apenas parâmetros específicos determinados pelo autor. Na caixa torácica, podemos configurar cada estrutura separadamente, modificando suas dimensões até conseguir o aspecto visual desejado ou representar as dimensões de modelos encontrados na literatura. Kitaoka (2002) não considera as estruturas torácicas, justificando que quer simular imagens tomográficas simplificadas.

O algoritmo que desenvolvemos permite modelagens das estruturas e simulação das suas imagens radiográficas em aproximadamente 8 minutos. As vias aéreas no modelo de Tawhai et al. (2000) são construídas em 1 hora e no modelo de Kitaoka (2002) em 1 hora e 30 minutos.

O desempenho dos SAD no diagnóstico de doenças pulmonares é altamente dependente das imagens sobre as quais eles são aplicados. Um banco de imagens simuladas permitirá mensurar esse desempenho independentemente dos sistemas de aquisição e digitalização. Além disso, com o algoritmo é possível gerar um banco onde as diferentes características das imagens estejam agrupadas em classes. Por exemplo, imagens com as mesmas técnicas de aquisição, mesmos tipos de doenças, mesmas morfometrias e regiões de incidência. Com isso a avaliação dos SAD seria mais eficiente do que acontece atualmente.

A versatilidade do modelo desenvolvido permitirá verificar a influência dos parâmetros radiológicos na eficiência dos sistemas de aquisição das imagens radiográficas. De fato, a simulação permite que os resultados do controle de qualidade desses aparelhos sejam apresentados sob a forma de imagem das estruturas de interesse do radiologista. Assim, o radiologista poderá avaliar a qualidade dos seus equipamentos em função não somente dos parâmetros do sistema radiológico, mas também das estruturas que ele pretende visualizar.

Simulamos imagens patológicas com as características que são observadas nas imagens reais. Apesar da falta de definição de composições químicas precisas dos tecidos envolvidos, conseguimos estabelecer configurações adequadas, tornando as simulações radiográficas representativas. Representamos uma importante característica das DIPs, mostrando que a medida que o processo patológico se estabelece no pulmão, a visualização da circulação pulmonar se torna mais prejudicada. Reproduzimos com êxito os processos patológicos, mostrando que nosso algoritmo reúne todas as condições para representar o abscesso pulmonar, os padrões intersticiais e incluir outras doenças. Entretanto, devemos melhorar a representação das escápulas, da cúpula frênica

esquerda, dos seios costo-frênicos e incluir estruturas musculares, assim como as que estão presentes no mediastino. Essas informações tornariam a simulação das imagens radiográficas ainda mais próxima da realidade.

## 6.1 – Sugestões para Trabalhos Futuros

- Aprimorar a representação das estruturas conforme recomendações dos especialistas, a saber: tornar o arco anterior da costela um pouco mais largo, a cúpula frênica esquerda um pouco mais baixa e os seios costo-frênicos mais rasos;
- Modelar os músculos do tórax, os vasos linfáticos e as estruturas mediastinais, com a representação dos ramos venosos e as ramificações arteriais a partir dos troncos principais;
- Simular outras doenças pulmonares;
- Criar um banco de imagens simuladas para ser utilizado pelos SAD;
- Simular imagens tomográficas para auxiliar o estudo das doenças pulmonares que não são facilmente evidenciadas nos exames radiográficos.

## Referências Bibliográficas

AIRES, M.M. (1991). *Fisiologia*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S. A., cap. 4, p.325-30.

AULER, J. C. (1995). *Assistência Ventilatória Mecânica*. São Paulo, Atheneu.

BOONE, J.M.; SEIBERT, J.A.(1997). An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV. *Med. Phys.*, v. 24, n11, p.1661-1670.

BOOR, C. On Calculing with B-Splines, *J. Approx. Theory*, v. 6, p. 50-62, 1972.

BRADLEY, C.P.; PULLAN, A.J.; HUNTER, P.J. (1997). Geometric Modeling of the Human Torso Using Cubic Hermite Elements. *Annals of Biomedical Engineering*, v.25, p. 96-111.

CAMPOS, M. A. (2002). *Exercícios Abdominais: uma abordagem prática e científica*. Rio de Janeiro, Sprint.

CONROE, J. H. (1977). *Fisiologia da respiração*. 2.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

DOWNIE, P. A. (1987). *Fisioterapia nas enfermidades cardíacas, torácicas e vasculares*. São Paulo, Panamericana.

FILHO, A. C. (1998). *Modelagem geométrica: representação e manipulação de objetos geométricos utilizando o computador*. Departamento de Ciências de Computação e

Estatística, Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação de São Carlos: Universidade de São Paulo.

FISHMAN, A.F. (1992). *Diagnóstico das doenças pulmonares*. v. 1, 2 ed., São Paulo, Manole Ltda.

GAMSU, G.; THURLBECK, W.M.; MACKLEM, P.T.; FRASER, R.G. (1971). Roentgenographic appearance of the human pulmonary acinus. *Investigative Radiology*, v.6, n.3, p.171-75, May-June.

GARDNER, W. D.; OSBURN, W. A. (1971). *Anatomia humana*. México, Interamericana.

GROSKIN, S.A. (1997). Heitzman's *O pulmão: correlações radiológicas patológicas*. 3 ed., Rio de Janeiro, Medsi.

HANSEN, J.E.; AMPAYA, E.P. (1975). Human air space shapes, sizes, areas, and volumes. *Journal of Applied Physiology*, v.38, n.6, p.990-95.

HIGASHIDA, B. (2001). *Atlas de Anatomia Humana*, 1 ed., México, McGraw-Hill.

HOLLINSHEAD, W.H. (1980). *Livro Texto de Anatomia Humana*. 1.ed., São Paulo, Harper & Row do Brasil.

HORSFIELD, K.; CUMMING, G. (1967). Angles of branching and diameters of branches in the human bronchial tree. *Bulletin of Mathematical Biophysics*, v.29, p.245-59.

HORSFIELD, K.; CUMMING G. (1968). Morphology of the bronchial tree in man. *Journal of Applied Physiology*, v.24, n.3, p.373-83.

HORSFIELD, K.; DART, G.; OLSON, D. E.; FILLEY, G.E.; CUMMING, G. (1971). Models of the human bronchial tree. *Journal of Applied Physiology*, v.31, n.2, p.207-17.

HU, W.C.; SHEU, H.T. (2000). Quadratic B-spline for Curve Fitting. *Proc. Natl. Sci. Counc.*, v.24, n.5, p.373-381.

HUNTER, P.J.; BORG, T.K. (2003). Integration from proteins to organs: the Physiome Project. *Molecular Cell Biology*, v.4, p. 237-243.

IRWIN, S.; TECKLIN, J.S. (1994) *Fisioterapia cardiopulmonar*. 1 ed., São Paulo, Manole.

JACOB, S.W.; FRANCONI, C.A.; LOSSOW, W.J. (1990). Anatomia e fisiologia humana. 5.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S. A.. Cap.13, p.377-404.

JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. (1999). *Histologia básica*. 9.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S. A.. Cap.17, p.287-302.

KAMIYA, A.; TOGAWA, T.; YAMAMOTO A. (1974). Theoretical relationship between the optimal models of the vascular tree. *Bull. Mathematical Biology*, v.36, p.311-23.

KEATS, T. E.; SISTROM, C. (2003). *Atlas de medidas radiológicas*. 7.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S. A.

KITAOKA, H.; TAKAKI, R.; SUKI, B. (1999). A three-dimensional model of the human airway tree. *Journal of Applied Physiology*, v.87, n.6, p.2207-17.

KITAOKA, H.; TAMURA, S.; TAKAKI, R. (2000). A three-dimensional model of the human pulmonary acinus. *Journal of Applied Physiology*, v.88, p.2260-68.

KITAOKA, H. (2002). Computational morphology of the lung and its virtual imaging. *European Journal of Radiology*, v. 44, p. 164-171.

MATSUBA, K.; THURLBECK, W.M. (1973). Disease of the small airways in chronic bronchitis. *Am. Ver. Respir. Dis.*, v.107, p.552-58.

MONNIER, J.P.; TUBIANA, J.M. (1999). *Manual de diagnóstico radiológico*. 5 ed., Rio de Janeiro, Medsi.

NELSON, T.R.; MANCHESTER, D.K. (1988). Modeling of lung morphogenesis using fractal geometries. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v.7, n.4, p.321-27, Dec.

NETTER, F. H.. (2000). *Atlas de Anatomia Humana*. 2 ed. Porto Alegre, Artmed.

PUMP, K. K. (1969). Morphology of the acinus of the human lung. *Dis. Chest*, v. 56, n.2, p.126-134.

ROSS, M.H.; REITH, E.J.; ROMRELL, L.J. (1993). *Histotologia: texto e atlas*. Trad. por Gerson Cotta Pereira. 2.ed. São Paulo, Panamericana. Cap.18, p.501-525.

SCHREIDER, J.P.; RAABE, O.G. (1981). Structure of the human respiratory acinus. *The American Journal of Anatomy*, v.162, p.221-32.

SOBOTTA, J. (1993). *Atlas de anatomia humana*. v. 2, 19<sup>a</sup> ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

SPALTEHOLZ, W. (1976). *Atlas de Anatomia Humana*. v. 1, Barcelona, Labor S. A..

SPENCE, A.P. (1991). *Anatomia humana básica*. Trad. por Edson Aparecido Liberti. São Paulo, Manole, Cap.19, p.515-33.

TARANTINO, A. B. (1997). *Doenças Pulmonares*. 4.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

TAWHAI, M.H.; BURROWES, K.S. (2003). Developing Integrative Computational Models of Pulmonary Structure. *The Anatomical Record*, parte B: New Anat. 275 B, p. 207-218.

TAWHAI, M.H.; HUNTER, P.J.; TSCHIRREN, J.; REINHARDT, J.; MCLENNAN, G.; HOFFMAN, E. A. (2004). CT-based geometry analysis and finite element models

of the human and ovine bronchial tree. *Journal of Applied Physiology*, August 20, 2004. doi:10.1152/japppysiol.00520.2004-17.

TAWHAI, M.H.; PULLAN, A.J.; HUNTER, P.J. (2000). Generation of an anatomically based three-dimensional model of the conducting airways. *Annals of Biomedical Eng.*, v.28, p.793-802.

THURLBECK, A.; HORSFIELD, K. (1980). Branching angles in the bronchial tree related to order of branching. *Respir. Physiol.*, v.41, p. 173-181.

UYLINGS, H. B. M. (1977). Optimization of diameters and bifurcation angles in lung and vascular tree structures. *Bull. Mathematical Biology*, v.39, p.509-19.

VANDER, A.J.; SHERMAN, J.H.; LUCIANO, D.S. (1981). *Fisiologia Humana: os mecanismos da função de órgãos e sistemas*. São Paulo, Mcgraw-Hill.

WANG, C. Y.; BASSINGTHWAIGHTE, J. B.; WEISSMAN, L. J. (1992). Bifurcating distributive system using Monte Carlo method. *Math. Comput. Modeling*, 16 (3): p. 91-98.

WEST, J. B. (1990). *Fisiologia Respiratória Moderna*. 3.ed. São Paulo, Manole.

WOLBARST, A. B. (1993). *Physics of Radiology*. Norwalk, Appleton & Lange.

YAEGASHI, H.; TAKAHASHI, T. (1994). The airway dimension in ordinary human lungs. *Archives of Pathology and Laboratory Medicine*, v.118, p.969-74, Oct.