Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço:.....19/12/01.....

Ass.:.....Guilherme.....

Simulação Computacional de uma Estrutura Anatômica – O Pulmão – para Processamento e Controle de Qualidade

Leandro Alves Neves

DEDALUS - Acervo - EESC

31100036842

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

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Annie France Frère Slaets

**São Carlos
2001**

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Tecnólogo **LEANDRO ALVES NEVES**

Dissertação defendida e julgada em 12-12-2001 perante a Comissão Julgadora:

Profa. Tit. **ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS** (Orientadora)
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

aprovado

Prof. Tit. **ALBERTO CLIQUET JUNIOR**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

aprovado

Dra. **IDAGENE APARECIDA CESTARI**
(Instituto do Coração - INCOR)

aprovado

Prof. Doutor **MURILO ARAUJO ROMERO**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

JOSÉ CARLOS A. CINTRA
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

À Profª. Annie e ao Prof. Márcio por terem me dado esta oportunidade.

Aos meus pais Nelson e Aparecida, pelos esforços e dificuldades que enfrentaram para tornar este sonho em realidade.

À minha namorada Claudine, por seu amor, compreensão e ajuda.

Agradecimentos

- À Prof^a. Dr.^a Annie France Frère Slaets, minha orientadora e amiga, pela orientação, paciência e ensinamentos valiosos para a execução e conclusão deste trabalho;
- Ao Dr. Augusto Voltaire (Guto), pela enorme colaboração neste trabalho;
- Ao Prof. Paulo e demais companheiros do Centro de Imagens do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, pela amizade e ajuda prestada;
- Aos amigos Henrique, Irita, Marcia, Silvia, Prof. Márcio, Ricardo F., Marcelo Z., Barreiro, Flávio, Clayton, Nana, Luiz e Hamilton, pelo auxílio e apoio nos momentos mais difíceis;
- Aos amigos Andres, Gilmar e João Borelli, pela amizade e convivência tão agradável;

À minha querida irmã, Lizandra, pelo carinho e apoio;

- Aos funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica da EESC que contribuíram direta ou indiretamente;
- À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP – pelo apoio financeiro;

E principalmente a DEUS, meu amigo inseparável de todas as horas.

Obrigado!

Resumo

Neste trabalho desenvolvemos um algoritmo em linguagem “C” que simula tanto as vias aéreas e suas imagens radiográficas quanto às artérias pulmonares. Calculamos as ramificações dessas estruturas a partir da distribuição de fluxo dos ramos pais para os ramos filhos e as representamos por formas geométricas. Projetamos o algoritmo para representar as variações anatômicas existentes entre os indivíduos e simular as imagens da árvore brônquica com ou sem ramificações, com ou sem alvéolos. Para representar as variações anatômicas adotamos 2 modelos. O primeiro considera as dimensões morfológicas encontradas na literatura e o segundo aceita modificações dos seus parâmetros até encontrar um aspecto visual próximo a de uma anatomia específica. Nas simulações radiográficas, consideramos tecidos pulmonares genéricos e diferentes técnicas radiológicas. O algoritmo que desenvolvemos apresentou resultados superiores aos encontrados na literatura e tem a vantagem de simular imagens radiográficas.

Abstract

This work consisted of the development and implementation of an algorithm by using "C" language that simulates the air passages and their radiographic images as well as the pulmonary arteries. Calculations were made of the ramifications of these structures, based on the distribution of the flow from the parent to the offspring ramifications, which were represented geometrically. The algorithm was designed to represent the anatomical variations among the individual ramifications and to simulate the images of the bronchial tree with or without ramifications and with or without alveolus. Two models were adopted to represent the anatomical variations. The first considers the morphological dimensions reported on in the literature, while the second accepts modifications of their parameters until a visual appearance resembling that of a specific anatomy is achieved. The radiographic simulations were based on generic lung tissue and on different radiological techniques. The algorithm developed here showed better results than those found in the literature, with the added advantage of simulating radiographic images.

Sumário

CAPÍTULO 1.....	1
INTRODUÇÃO	1
1.1 - Objetivos e Justificativas de Pesquisa Proposta para o Mestrado	1
1.2 - Organização da Monografia	3
CAPÍTULO 2.....	4
ANATOMIA DAS ESTRUTURAS PULMONARES	4
2.1 - Considerações Gerais sobre as Estruturas Pulmonares	4
2.2 - Organização da Caixa Torácica e dos Pulmões.....	5
2.3 - Modelos Completos das Estruturas Pulmonares	15
2.4 – Modelos das Vias Aéreas Terminais	29
2.5 – Modelos das Artérias e Veias Pulmonares	39
2.6 – Variações Anatômicas	41
2.7 – Técnica para Identificação dos Ramos	42
CAPÍTULO 3.....	45
DESCRIÇÃO DE DIVERSOS TIPOS DE FANTOMAS SINTÉTICOS E VIRTUAIS.....	45
3.1 – Fantomas Sintéticos	45
3.2 – Fantomas Virtuais.....	48
3.3 – Simulação de Imagens	65
CAPÍTULO 4.....	69
METODOLOGIA	69
4.1 - O Modelo.....	69
4.1.1 - Considerações sobre os Modelos Morfométricos	69
4.1.2 - Considerações sobre Técnicas de Numeração de Ramos	71
4.1.3 - Determinação do Modelo.....	71
4.1.4 - Determinação dos Parâmetros.....	71
4.2 - Simulação das Estruturas	74
4.2.1 - Parâmetros Configuráveis para Simular Diferentes Estruturas Pulmonares	74
4.3-Descrição do Algoritmo de Simulação Computacional do Pulmão	76
4.3.1 - Descrição do Algoritmo Principal	76
4.3.2 -Descrição do Algoritmo que Determina as Ramificações e Alvéolos dos Brônquios Segmentares	79
4.3.3 - Descrição do Algoritmo que Representa os Elementos Geométricos pela Sobreposição de Camadas	81
4.3.4-Descrição do Algoritmo que Salva as Estruturas Simuladas	83
4.4 - Simulação de Imagens Radiográficas	85
4.4.1- Parâmetros Necessários para Simular as Imagens Radiográficas do Pulmão.....	85
4.4.2 - Espectros de Raios X	85
4.4.3 - Coeficientes de Atenuação.....	86
4.5 -Formação das Imagens Radiográficas Simuladas	88
4.5.1 - Cálculo da Imagem Simulada	89

CAPÍTULO 5.....	91
RESULTADOS	91
5.1 – Simulação das Estruturas Adotando o Modelo 1.....	92
5.2 – Simulação das Estruturas Adotando o Modelo 2.....	94
5.3 – Simulação Variando a Resolução Espacial	95
5.4 – Imagens Simuladas com Ramificações	97
5.5 - Modelos Simulados com Alvéolos.....	99
5.6 – Simulação Radiográfica das Estruturas	100
5.7 – Simulação das Artérias Pulmonares	101
CAPÍTULO 6.....	103
COMPARAÇÕES E DISCUSSÕES	103
6.1–Comparações Quantitativas dos Modelos Simulados com Dados Anatômicos	103
6.1.1 –Média de Ramos para cada Brônquio Segmentar	103
6.1.2 –Número de Divisões dos Ramos, Ângulos e Valores Médios de D2/D1 + D3/D1	105
6.1.3 – Bronquíolos Terminais e Bronquíolos Respiratórios	107
6.1.4 – Alvéolos	108
6.2–Comparações Quantitativas dos Modelos Simulados com KITAOKA et al. (1999).....	109
6.3 – Comparações Qualitativas entre os Modelos que Simulamos e Modelos Reais	110
6.3.1– Comparações Visuais dos Modelos com Ramificações das Vias Aéreas.....	111
6.3.2 – Comparações Visuais de Modelos com Ramificações das Vias Aéreas e Artérias	113
6.3.3 – Organização dos Alvéolos.....	115
6.3.4 – Comparações Visuais de Modelos com Ramificações, Alvéolos e Artérias.....	116
6.3.5 – Comparações Visuais das Simulações Radiográficas	118
6.3.6– Comparações do Modelo que Simulamos com Outros	119
CAPÍTULO 7.....	122
CONCLUSÕES	122
7.1 – Sugestões para Futuras Pesquisas.....	124
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	125

Lista de Figuras

- FIGURA 2.1 - Diagrama esquemático de um lóbulo periférico do pulmão mostrando: artéria e veia pulmonar; vasos linfáticos; bronquíolos; bronquíolos respiratórios; pleura; saco alveolar e alvéolos. CORMACK (1991)... 6
- FIGURA 2.2 - Representação esquemática dos Segmentos Pulmonares. Vista anterior. WOLF-HEIDEGGER (1996).....8
- FIGURA 2.3 - Face mediastinal do pulmão direito. WOLF-HEIDEGGER (1996).... 9
- FIGURA 2.4 - Vista lateral do pulmão direito. WOLF-HEIDEGGER (1996). 9
- FIGURA 2.5 - Representação Esquemática dos Segmentos Pulmonares. Vista posterior. WOLF-HEIDEGGER (1996)..... 10
- FIGURA 2.6 - Vista mediastinal do pulmão esquerdo. WOLF-HEIDEGGER (1996)..... 10
- FIGURA 2.7 - Vista lateral do pulmão esquerdo. WOLF-HEIDEGGER (1996).....11
- FIGURA 2.8 – Representação esquemática da árvore brônquica. Vista Lateral. WOLF-HEIDEGGER (1996)..... 13
- FIGURA 2.9 – Representação esquemática da árvore brônquica. Vista Posterior. WOLF-HEIDEGGER (1996)..... 14
- FIGURA 2.10 - Esquema apresentando a traquéia, brônquios e pulmões; bronquíolo terminal, bronquíolos respiratórios, dutos alveolares, sacos alveolares e alvéolos. SPENCE (1991). 14
- FIGURA 2.11 – Bronquíolos retornando para o interior dos pulmões devido ao ângulo de abertura dos ramos. HORSFIELD & CUMMING (1968). 17
- FIGURA 2.12 – (A) – Sistema de numeração de ramificação começando no tronco. (B) – Sistema de numeração de ramificação começando nos ramos mais distantes do tronco. HORSFIELD et al. (1971)..... 17
- FIGURA 2.13 – Sistema de numeração mostrando a assimetria da árvore. HORSFIELD et al. (1971)..... 18
- FIGURA 2.14 – (A) – Padrão de ramificação assimétrica, no qual, ordens dos ramos filhos diferem por um fator $n = 3$; w , $w - 1$ e $w - 4$ são ordens de ramos. (B) - representa a numeração da região 2 do modelo 1 pelo esquema mostrado na FIGURA 2.14 (A). HORSFIELD et al. (1971).19

FIGURA 2.15 – Padrão de ramificação da parte distal da região 2 do modelo 1. HORSFIELD et al. (1971).....	20
FIGURA 2.16 – Representação dos ramos centrais da árvore brônquica. A traquéia é igual a 0; 1 e 10 são os brônquios principais; 2, 6, 11, 14 e 15 são brônquios lobares; 20 a 38 são brônquios segmentares. HORSFIELD et al. (1971).....	20
FIGURA 2.17 – Imagem de um conjunto de ácino do pulmão humano. SCHREIDER & RAABE (1981).....	33
FIGURA 2.18 – Representação de um ácino respiratório humano. TB – bronquíolo terminal; RB – bronquíolo respiratório; AD – duto alveolar e AS – saco alveolar. SCHREIDER & RAABE (1981).....	34
FIGURA 2.19 – Representação das ramificações existentes dentro dos ácinos. BLEUER & WEIBEL (1988).....	35
FIGURA 2.20 – Segmentos das vias aéreas acompanhadas por uma artéria pulmonar. YAEGASHI & TAKAHASHI (1994).....	39
FIGURA 2.21 – Representação esquemática das medidas das radiografias do tórax. KAWAKAMI et al. (1986).....	42
FIGURA 2.22 – Codificação da traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares. MORTENSEN et al. (1983).	43
FIGURA 2.23 – Codificação de um ramo do brônquio lingular inferior. MORTENSEN et al. (1983).	44
FIGURA 3.1 – Vasos pulmonares cheios com látex. PEARCE et al. (1978).....	46
FIGURA 3.2 – Caixa torácica projetada para testes radiográficos. PEARCE et al. (1978).	46
FIGURA 3.3 – Ramos gerados com a técnica apresentada. Da FIGURA 3.3 (A) até a FIGURA 3.3 (C), $L/Rl(H)$ é igual a 0,935. De (D) a (F), Rl é igual a 0,95, 0,90 e 0,85. HORSFIELD & THURLBECK (1984).....	50
FIGURA 3.4 - Estrutura simulada pelo algoritmo com aplicação de dados anatômicos. NELSON & MANCHESTER (1988).	51
FIGURA 3.5 – Imagens tridimensionais da distribuição de pontos em 1 cm^3 para pulmão de cachorro (à esquerda) e ramos simulados com diferentes direções (à direita).PARKER et al. (1997).....	53
FIGURA 3.6 - Imagem gerada sem as regras complementares. KITAOKA et al. (1999).	60

- FIGURA 3.7 - Imagens obtidas com a aplicação de todas as regras e com os melhores parâmetros encontrados pelos autores. A imagem (B) representa uma visão lateral esquerda e a imagem (A) representa uma visão anterior. KITAOKA et al. (1999)..... 62
- FIGURA 3.8 – 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. KITAOKA et al. (2000). 64
- FIGURA 3.9 – 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 os caminhos existentes dentro dos ácinos. KITAOKA et al. (2000)..... 64
- FIGURA 4.1 – Diagrama em blocos do algoritmo principal.....78
- FIGURA 4.2 – Diagrama em blocos do algoritmo que determina as ramificações e alvéolos dos brônquios segmentares 80
- FIGURA 4.3 – Diagrama em blocos do algoritmo que representa os elementos geométricos pela sobreposição de camadas 81
- FIGURA 4.4- Metade de um cilindro com 5,08 mm de diâmetro e 180 milímetros de comprimento representado por 40 camadas sobrepostas. Cada camada tem espessura de 0,127 mm..... 82
- FIGURA 4.5 - Metade de uma esfera com 10,16 mm de diâmetro representada por 80 camadas sobrepostas. Cada camada possui 0,127 mm de espessura.. 83
- FIGURA 4.6 – Diagrama em blocos do algoritmo 4 que cria um segundo mapa para visualização a partir do mapa de camadas..... 84
- FIGURA 4.7 – Espectros de 30 a 80 kVp emitidos por ânodo de tungstênio que foram gerados com o programa desenvolvido por BOONE & SEIBERT (1997). 85
- FIGURA 4.8 – Espectros de 80 a 140 kVp emitidos por ânodo de tungstênio que foram gerados com o programa desenvolvido por BOONE & SEIBERT (1997). 86
- FIGURA 4.9 – Diagrama em blocos do programa que calcula a imagem radiográfica do pulmão simulado. 90
- FIGURA 5.1(a) – Modelo 1 simulado com 200 DPI e sem ramificações. 93
- FIGURA 5.1(b) – Modelo 1 simulado com 200 DPI após adicionarmos 8 mm aos comprimentos. 93

FIGURA 5.1(c) – Modelo 1 simulado com 200 DPI após acrescentarmos 2 mm aos diâmetros.	93
FIGURA 5.1(d) – Modelo 1 com 200 DPI após reduzirmos os ângulos em 8 graus.	93
FIGURA 5.2 – Modelo 2 simulado com 200 DPI e sem ramificações.....	95
FIGURA 5.3 – Modelo 1 simulado com 100 DPI sem a representação do brônquio do segmento posterior do lobo superior direito.....	96
FIGURA 5.4 – Modelo 1 simulado com 200 DPI com a representação do brônquio do segmento posterior do lobo superior direito.	96
FIGURA 5.5 – Modelo 1 com ramificações até os bronquíolos terminais utilizando 200 DPI, proporção de 3 vezes para o comprimento dos ramos e limiar com valor médio de 0,45 mm.	98
FIGURA 5.6 – Modelo 1 com ramificações até os bronquíolos respiratórios utilizando 200 DPI, proporção de 3 vezes para o comprimento dos ramos e limiar com valor médio de 0,25 mm.	98
FIGURA 5.7 – Modelo 2 com ramificações até os bronquíolos terminais utilizando 200 DPI, proporção de 3 vezes para o comprimento dos ramos e limiar com valor médio de 0,45 mm.	98
FIGURA 5.8 – Modelo 2 com ramificações representando os bronquíolos terminais e respiratórios utilizando 200 DPI, proporção de 3 vezes para o comprimento dos ramos e limiar com valor médio de 0,23 mm.	98
FIGURA 5.9 – Modelo 1 com ramificações, bronquíolos respiratórios entre 0,45 e 0,2 mm de diâmetro, 1.170 alvéolos para cada bronquíolo respiratório e alvéolos com diâmetro médio de 0,25 mm.	99
FIGURA 5.10 – Modelo 2 com ramificações, bronquíolos respiratórios entre 0,45 e 0,2 mm de diâmetro, 1.170 alvéolos para cada bronquíolo respiratório e alvéolos com diâmetro médio de 0,25 mm.....	99
FIGURA 5.11 – Visão tridimensional do Modelo 1 simulado com ramificações e alvéolos. Eixo (z) corresponde ao número de camadas sobrepostas.	100
FIGURA 5.12 – Visão tridimensional do Modelo 2 simulado com ramificações e alvéolos. Eixo (z) corresponde ao número de camadas sobrepostas.	100
FIGURA 5.13 – Simulação radiográfica do Modelo 1 com ramificações até os bronquíolos terminais com 35 kVp e 20 mAs.	101
FIGURA 5.14 – Simulação radiográfica do Modelo 1 com ramificações até os bronquíolos terminais com 100 kVp e 30 mAs.	101

FIGURA 5.15 – Simulação das artérias pulmonares do Modelo 1 com n igual a 2.6, 200 DPI e limiares de 0,45 mm.	102
FIGURA 5.16 – Simulação das artérias pulmonares do Modelo 2 com n igual a 2.6, 200 DPI e limiares de 0,45 mm.	102
FIGURA 6.1 – Modelo 2 simulado sem as modificações.....	112
FIGURA 6.2 – Modelo 2 simulado com as modificações.	112
FIGURA 6.3 - Modelo real apresentado por TARANTINO (1997).....	112
FIGURA 6.4 – Artérias pulmonares que simulamos com n igual a 2.6 e limiares de 0,5 mm.	114
FIGURA 6.5 – Modelo real das artérias pulmonares, em vermelho, apresentado por TARANTINO (1994).	114
FIGURA 6.6 – Modelo real apresentado por YAEGASHI & TAKAHASHI (1994) mostrando as artérias pulmonares paralelas às vias aéreas.	114
FIGURA 6.7 – Modelo que simulamos as artérias e vias aéreas. Identificamos as artérias com a cor vermelha e as vias aéreas com a cor azul.....	114
FIGURA 6.8 – Diagrama esquemático de um bronquíolo respiratório e dutos alveolares. CORMACK (1991).	115
FIGURA 6.9 – Organização dos alvéolos nos bronquíolos respiratórios representada pelo algoritmo que desenvolvemos. Região do lobo médio com magnificação de 3 vezes.	115
FIGURA 6.10 - Modelo que simulamos com ramificações, artérias e alvéolos.....	117
FIGURA 6.11 - Modelo real com ramificações das vias aéreas e das artérias até as regiões terminais.TARANTINO (1997).....	117
FIGURA 6.12 – Estruturas do pulmão direito da broncografia	118
FIGURA 6.13 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 10 mAs. Estruturas do pulmão direito.....	118
FIGURA 6.14 – Ramos simulados por HORSFIELD & THURLBECK (1984). ...	119
FIGURA 6.15 – Modelo simulado por NELSON & MANCHESTER (1988).....	119
FIGURA 6.16 – Modelo simulado por KITAOKA et al. (1999).....	120

FIGURA 6.17 – Simulação do Modelo 2 com modificações, 200 DPI, limiares de aproximadamente 0,45 mm proporção do comprimento do ramo igual a 3. 120

Lista de Tabelas

TABELA 2.1– Volumes de ar em litros para homens e mulheres. VRI - Volume de inspiratório de reserva; VRE - Volume expiratório de reserva; VC - Volume corrente; VR - Volume residual. ROMANES (1976).	7
TABELA 2.2 –Apresentação anatômica dos lobos e seus segmentos. DALLEDONE (1987).	8
TABELA 2.3 - Descrição da distribuição dos brônquios para cada lobo e segmento pulmonar. B. - brônquio; E. – Esquerdo; D. – Direito; L.– Lobo; S. – Superior; M. – Médio e I. – Inferior. DALLEDONE (1987).	12
TABELA 2.4 - Valores médios encontrados para diâmetros e ângulos. D ₂ e D ₃ – ramos filhos; D ₁ - ramo pai. HORSFIELD & CUMMING (1967)...	16
TABELA 2.5 - Volumes dos lobos no modelo 1 e no pulmão. Esses volumes são expressos em percentuais do volume total do pulmão. HORSFIELD et al. (1971).	21
TABELA 2.6 – Números dos ramos segmentares baseados na FIGURA 2.16. HORSFIELD et al. (1971).....	21
TABELA 2.7 - Valores medidos nos ramos centrais através do modelo 2. E – número de ramos. HORSFIELD et al. (1971).	22
TABELA 2.8 – Valores dos diâmetros medidos na região 2 do modelo 2 para cada brônquio segmentar. * Valor médio usado quando o número de ordens no modelo é maior que o número de ordens dos brônquios segmentares HORSFIELD et al. (1971).....	24
TABELA 2.9 – Valores dos comprimentos medidos na região 2 do modelo 2 para cada brônquio segmentar. * Valor médio usado quando o número de ordens no modelo é maior que o número de ordens dos brônquios segmentares. HORSFIELD et al. (1971).	25
TABELA 2.10 – Ângulos dados em graus. O número de cada ramo corresponde a uma estrutura da árvore brônquica mostrada na TABELA 2.6. HORSFIELD et al. (1971).....	27
TABELA 2.11 – Diâmetros e comprimentos obtidos através do modelo para oito níveis. N – Número de Ramos; MA – Média Aritmética; SD – Desvio Padrão; MG – Média Geométrica. NIKIFOROV & SCHLESINGER (1985).	28

TABELA 2.12 – Forma, frequência e dimensões dos alvéolos. *Média $\pm$ Desvio Padrão; t - Calculados usando dimensões médias para cada forma; tt - Calculados usando dimensões médias para cada forma e coeficientes de distribuição. HANSEN & AMPAYA (1975).	31
TABELA 2.13 – Valores médios das distâncias e das dimensões dos alvéolos e também do volume dos sacos alveolares. HANSEN & AMPAYA (1975).	32
TABELA 2.14 – Dimensões das estruturas internas dos ácinos dadas em microns; média e desvio padrão para 6 ácinos analisados. BLEUER & WEIBEL (1988).	36
TABELA 2.15 – Distâncias, em μm , existentes entre os bronquíolos terminais e as várias ordens dos sistemas de dutos. BEREND et al. (1991).	37
TABELA 2.16 – Média dos diâmetros e densidades dos bronquíolos terminais e dos bronquíolos com cartilagem de segunda e terceira ordem. VERBEKEN et al. (1994).	38
TABELA 2.17 – Coeficiente de correlação entre D(br) e D(pa). YAEHASHI & TAKAHASHI (1994).	40
TABELA 3.1 – Composição dos materiais do fantoma do pulmão. Percentual por Peso. SPITZ et al. (1994).	48
TABELA 3.2 – Valores dos ácinos calculados com desvio padrão de ± 6 . KITAOKA et al. (2000).	65
TABELA 3.3 – Características das estruturas obtidas por Tomografia Computadorizada. MCLEAN (1993).	66
TABELA 3.4 - Valores de espalhamento primário no Tórax. b – dados medidos usando tela Hi-Plus. MCLEAN (1993).	66
TABELA 4.1 – Coeficientes de absorção de massa, densidade e composição considerada pela ICRU 44 (1999). ICRU-44 (1999).	87
TABELA 5.1 – Modelo 1 com os valores fornecidos por HORSFIELD et al. (1971) para a traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares.	91
TABELA 5.2 – Modelo 2. Valores para a traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares.	94
TABELA 5.3 – Valores que utilizamos nos modelos para simular as ramificações.	97

TABELA 6.1 –Diferença, percentual, entre o número de ramos que simulamos e os calculados por HORSFIELD et al. (1971), onde: Seg. – Segmento; L. – Lobo; S. – Superior; M. – Médio; I – Inferior; D. – Direito; E. – Esquerdo.	104
TABELA 6.2 – Valores dos Modelos 1 e 2 e os apresentados por HORSFIELD & CUMMING (1967) para: o mínimo e máximo de vezes que os ramos se dividem da traquéia até as vias aéreas terminais; a média de $D2/D1 + D3/D1$; a média dos ângulos. Os ângulos são expressos em graus.	106
TABELA 6.3 – Média de bronquíolos terminais, de bronquíolos respiratórios e dos diâmetros dessas estruturas nos modelos que simulamos e nos trabalhos encontrados na literatura. Os diâmetros são dados em milímetros.	107
TABELA 6.4 – Médias de alvéolos nos Modelos 1 e 2 calculadas pelo algoritmo que desenvolvemos e as encontradas na literatura.	109
TABELA 6.5– Dimensões do Modelo 2 para a traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares.	110
TABELA 6.6 –Modificações que realizamos nas dimensões do Modelo 2.	111

Capítulo 1

Introdução

1.1 - Objetivos e Justificativas de Pesquisa Proposta para o Mestrado

A principal finalidade dos programas de garantia de qualidade dos sistemas radiológicos é a obtenção de imagens suficientes para proporcionar um diagnóstico médico confiável, submetendo o paciente à menor quantidade de radiação possível. Entretanto, esses programas não são sistematicamente aplicados no Brasil apesar de terem sua importância reconhecida. Isto se deve em parte à fiscalização da legislação ainda pouco eficiente neste item, mas também à maneira como são apresentados ao usuário os resultados da avaliação. Eles são expressos de duas formas: com números que quantificam cada parâmetro do sistema radiológico, mas não deixam claro o que isto significa para a nitidez das imagens ou com imagens de fantasmas que não explicam a importância de cada parâmetro sobre a qualidade destas.

A partir destas constatações concluímos que os resultados do controle de qualidade deveriam mostrar ao radiologista a imagem do objeto que ele quer radiografar, com a nitidez e o contraste que o seu sistema produz. Para realizar o controle desta forma é necessário simular computacionalmente estruturas anatômicas a serem diagnosticadas. Os simuladores sintéticos que existem no mercado são realizados com materiais do tipo alumínio, lucite e resinas sintéticas que podem representar algumas das propriedades das estruturas anatômicas, mas não todas. Isto não acontece com um simulador computacional que chamamos de virtual onde todas as propriedades do órgão são simuladas e cada parâmetro pode ser controlado.

Outro fator que nos motivou a desenvolver esta pesquisa é a constatação que o desempenho dos algoritmos desenvolvidos para auxiliar o diagnóstico é altamente dependente das imagens sobre as quais eles são aplicados. Se muitos pesquisadores encontram taxas de acerto acima de 90%, é porque eles trabalham com imagens cuidadosamente pré-selecionadas. Na literatura existem propostas para que o desenvolvimento de novos algoritmos seja feito utilizando um banco de imagens único, porém, isto apresenta diversos problemas técnicos. Um banco de imagens 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 desenvolvê-los seja suficientemente flexível para ser mudado conforme a necessidade da prática clínica ou mesmo do caso clínico que se pretende examinar. Isto não é viável com imagens geradas por objetos, mas perfeitamente possível com imagens simuladas por computador.

Os dois fatores expostos acima são relevantes principalmente para as imagens de mama ou de pulmão porque estas estruturas são difíceis de serem analisadas em função da falta de contraste entre seus componentes. Isto requer tanto que os sistemas radiológicos forneçam as melhores condições visuais possíveis o que é impossível sem um controle de qualidade rigoroso quanto o uso do processamento computadorizado para auxiliar o diagnóstico (CAD).

Um simulador virtual de mama foi desenvolvido por OLIBEIRA et al. (2000) e um modelo de pulmão virtual por KITAOKA et al. (1999). Este último modelo apresenta várias limitações e não consegue simular a imagem radiográfica. Portanto, nesta pesquisa desenvolvemos um modelo computadorizado da estrutura anatômica do pulmão que permite representar as variações de contraste e nitidez das imagens em função das diversas técnicas de exposição. Este trabalho deverá auxiliar o processamento e o controle de qualidade de imagens por fornecer um simulador flexível e fácil de manusear.

1.2 - Organização da Monografia

Esta monografia está dividida em 7 capítulos, incluindo essa introdução. Nos capítulos 2 e 3 apresentamos uma revisão bibliográfica sobre o assunto, no capítulo 4 a descrição da metodologia, no capítulo 5 os resultados, no capítulo 6 as comparações quantitativas e qualitativas e no capítulo 7 as conclusões. Os assuntos são abordados da seguinte forma:

Capítulo 2 – Descrição das estruturas pulmonares, as divisões, os tecidos e a organização do tórax e dos pulmões. Apresentação dos modelos encontrados na literatura para análise das estruturas pulmonares.

Capítulo 3 – Descrição dos fantasmas sintéticos e virtuais encontrados na literatura.

Capítulo 4 – Descrição da metodologia utilizada para o desenvolvimento da simulação computacional das estruturas anatômicas.

Capítulo 5 – Apresentação dos resultados em função dos Modelos 1 e 2 simulados com ramificações, alvéolos, variações nas dimensões, na resolução espacial e também das imagens radiográficas simuladas.

Capítulo 6 – Comparações quantitativas e qualitativas dos resultados com dados morfológicos e o com fantasmas virtuais.

Capítulo 7 – Apresentação das conclusões.

Capítulo 2

Anatomia das Estruturas Pulmonares

2.1 - Considerações Gerais sobre as Estruturas Pulmonares

Utilizando o trabalho de HANSEN et al. (1975), para melhor compreensão das estruturas pulmonares, trazemos algumas considerações sobre as vias aéreas terminais:

- os ácinos incluem os bronquíolos terminais e todos as outras vias aéreas terminais (bronquíolos respiratórios, dutos alveolares, sacos alveolares e alvéolos);
- um ramo é um duto ou espaço de ar com uma simples direção axial;
- um bronquíolo terminal está próximo ao bronquíolo respiratório e sua parede é revestida internamente por epitélio;
- um bronquíolo respiratório é um duto com algumas aberturas, poucos alvéolos ou sacos e mais de 5% de epitélio brônquico em suas paredes;
- um duto alveolar é um espaço de ar com várias aberturas, um ou mais sacos ou dutos e um ou mais alvéolos;
- um saco alveolar é um espaço de ar contendo somente alvéolos como saídas;
- um alvéolo é uma cavidade de ar terminal.

2.2 - Organização da Caixa Torácica e dos Pulmões

A descrição do tórax está detalhada por ROMANES (1976) e pela ENCICLOPÉDIA didática de informação e pesquisa educacional (1991), onde são consideradas as seguintes regiões:

- região esternal, anterior, corresponde ao osso esterno;
- região dorsal, posterior, cobre a coluna vertebral;
- região costal ou torácica lateral, forma a parede lateral da caixa torácica onde se assenta a escápula;
- mediastino, constitui uma partição, entre os dois pulmões, com compartimentos, e que divide o tórax no plano vertical. Tradicionalmente é dividido em 2 compartimentos principais: superior e inferior. Este último é subdividido em três outros compartimentos:
 - anterior: é estreito e contém as seguintes estruturas: timo e linfonodos mediastinais anteriores;
 - médio: contém o pericárdio, coração, aorta ascendente, cajado aórtico, veias cava superior e inferior, artérias e veias branquiocefálicas, nervos frênicos, porção superior dos nervos vagos, traquéia, brônquios principais e seus linfonodos vizinhos, artérias e veias pulmonares;
 - posterior: contém a aorta torácica descendente, esôfago, duto torácico, veias ázigos e hermiázigos, cadeia simpática e porção inferior dos nervos vagos e o grupo posterior dos linfonodos mediastinais.

Os pulmões localizados na caixa torácica têm forma de pirâmide, cuja base, côncava, está apoiada sobre o diafragma e o vértice está em relação à primeira costela. A face externa é convexa e se relaciona com a superfície interna da parede torácica, enquanto que, a face interna, voltada para o mediastino, apresenta uma abertura para passagem dos vasos sangüíneos, brônquios, nervos, etc., chamado hilo pulmonar. Segundo VANDER et al. (1981) e JACOB et al. (1990), os pulmões são órgãos que se estendem do diafragma até 13 cm aproximadamente acima da clavícula. Eles, não são simples balões ocos, mas apresentam estruturas altamente

organizadas, que consistem em tubos contendo ar, vasos sangüíneos e tecido elástico conectivo. Os condutos aéreos dentro dos pulmões, o nariz e a boca são denominados porção condutora do aparelho respiratório.

VANDER et al. (1981); AIRES (1991) e ROSS et al. (1993) relatam que o principal suprimento arterial para os pulmões é feito pelos ramos das artérias pulmonares. Os ramos têm a função de distribuir sangue para os capilares pulmonares das paredes alveolares, fazendo o mesmo percurso das vias aéreas. Segundo ROSS et al. (1993) as veias pulmonares ficam mais afastadas das vias aéreas com função de conduzir o sangue oxigenado para fora dos pulmões. Os autores determinam um segundo grupo de artérias que não acompanham as vias aéreas, as supranumerárias, que saem das artérias pulmonares e vão para os alvéolos situados nos pontos mais externos do tecido pulmonar. Estas artérias são importantes por funcionarem como via auxiliar para o sangue que é transportado para os capilares pulmonares. Os autores relatam que os pulmões recebem artérias brônquicas, ramos brônquicos da aorta torácica, que transportam o sangue para as massas maiores do tecido conjuntivo dos pulmões. Essas artérias vão até os bronquíolos terminais onde seus ramos continuam e se abrem para os capilares pulmonares. A FIGURA 2.1 mostra a disposição das estruturas descritas anteriormente.

FIGURA 2.1 - Diagrama esquemático de um lóbulo periférico do pulmão mostrando: artéria e veia pulmonar; vasos linfáticos; bronquíolos; bronquíolos respiratórios; pleura; saco alveolar e alvéolos. CORMACK (1991).

BERNE & LEVY (1991) relatam que os pulmões de um ser humano adulto normal pesam 900 a 1000 gramas dos quais 40 a 50% são compostos por sangue. ROMANES (1976) mostra através da TABELA 2.1, os volumes pulmonares para:

- capacidade inspiratória;
- capacidade residual funcional;
- capacidade total pulmonar.

TABELA 2.1– Volumes de ar em litros para homens e mulheres. VRI - Volume inspiratório de reserva; VRE - Volume expiratório de reserva; VC - Volume corrente; VR - Volume residual. ROMANES (1976).

	Homem litros (l)	Mulher litros (l)	
VRI	3,3	1,9	} Capacidade Inspiratória
VC	0,5	0,5	
VRE	1,0	0,7	} Capacidade residual funcional
VR	1,2	1,1	
	6,0	4,2	} Capacidade total pulmonar

JACOB et al. (1990), relatam que os pulmões estão divididos por cisuras. As cisuras oblíqua e horizontal dividem o pulmão direito em lobos superior, médio e inferior. À esquerda, há somente uma cisura oblíqua dividindo o pulmão esquerdo em lobos superior e inferior. Na TABELA 2.2 apresentamos os segmentos pulmonares conforme DALLLEDONE (1987) e nas FIGURAS 2.2, 2.3, 2.4, 2.5, 2.6 e 2.7 a visualização destes segundo WOLF-HEIDEGGER (1996).

TABELA 2.2 –Apresentação anatômica dos lobos e seus segmentos. DALLEDONE (1987).

Pulmão Direito		Pulmão Esquerdo		
Lobos	Segmentos	Lobos	Segmentos	
Superior	Apical	Superior	Divisão superior	Ápico-Posterior
	Posterior			Anterior
	Anterior		Divisão inferior (ou dos segmentos lingulares)	Superior
Médio	Lateral			Inferior
	Medial			
Inferior	Superior	Inferior		Superior
	Medial ou Para-cardíaco			Anterior
	Anterior			Lateral
	Lateral			Posterior
	Posterior

FIGURA 2.2 - Representação esquemática dos Segmentos Pulmonares. Vista anterior. WOLF-HEIDEGGER (1996).

FIGURA 2.3 - Face mediastinal do pulmão direito. WOLF-HEIDEGGER (1996).

FIGURA 2.4 - Vista lateral do pulmão direito. WOLF-HEIDEGGER (1996).

FIGURA 2.5 - Representação Esquemática dos Segmentos Pulmonares. Vista posterior. WOLF-HEIDEGGER (1996).

FIGURA 2.6 - Vista mediastinal do pulmão esquerdo. WOLF-HEIDEGGER (1996).

FIGURA 2.7 - Vista lateral do pulmão esquerdo. WOLF-HEIDEGGER (1996).

A traquéia segundo JACOB et al. (1990); CORMACK (1991); SPENCE (1991); ROSS et al. (1993) e JUNQUEIRA & CARNEIRO (1999) é um tubo cilíndrico com 16 a 20 anéis de cartilagem hialina em forma de C com quatro camadas:

- uma membrana mucosa (mucosa);
- submucosa;
- uma camada contendo cartilagem, tecido conjuntivo fibroso e músculo liso;
- uma cobertura externa de tecido conjuntivo, a adventícia.

JACOB et al. (1990) e SPENCE (1991) relatam que a traquéia possui de 9 a 12,5 cm de comprimento. Segundo SPENCE (1991) a traquéia possui aproximadamente 2,5 cm de diâmetro, enquanto que para AIRES (1991) o diâmetro da traquéia pode variar entre 1,3 cm a 2,2 cm.

Segundo JACOB et al. (1990); SPENCE (1991) e JUNQUEIRA & CARNEIRO (1999), cada brônquio principal divide-se em três brônquios lobares, à direita, e dois, à esquerda, que ventitam os lobos dos pulmões (superior, médio e inferior, no pulmão direito; superior e inferior, no esquerdo). Os brônquios lobares dividem-se em brônquios segmentares e, cada um destes, distribui-se para uma unidade do pulmão chamada de segmento broncopulmonar. Essa estrutura é mostrada nas FIGURAS 2.8 e 2.9 e na TABELA 2.3, na qual, os números que estão em **negrito** identificam os brônquios das FIGURAS 2.8 e 2.9. Os brônquios segmentares continuam a se dividir sucessivamente em ramos menores. Os ramos de pequenos calibres, chamados agora bronquíolos, entram em unidades básicas dos pulmões chamadas lóbulos. Cada bronquíolo se divide ao entrar no lóbulo em vários bronquíolos terminais, sendo que cada um se subdivide em dois ou mais bronquíolos respiratórios e estes se abrem em dutos alveolares que dão origem aos alvéolos. O saco alveolar é formado por um conjunto de alvéolos. A estrutura descrita é mostrada na FIGURA 2.10.

TABELA 2.3 - Descrição da distribuição dos brônquios para cada lobo e segmento pulmonar. B. - brônquio; E. – Esquerdo; D. – Direito; L.– Lobo; S. – Superior; M. – Médio e I. – Inferior. DALLLEDONE (1987).

Traquéia { <div style="display: inline-block; vertical-align: middle; margin-left: 10px;"> B. principal D. { <div style="display: inline-block; vertical-align: middle; margin-left: 10px;"> B. do L.S. B. intermediário { <div style="display: inline-block; vertical-align: middle; margin-left: 10px;"> B. do L.M. B. do L.I. </div> </div> </div>

B. do L.I.D.	6 – B. do segmento superior
	7 – B. do segmento medial ou para-cardíaco
	8 – B. do segmento anterior
	9 – B. do segmento lateral
	10 – B. do segmento posterior
B. do L.S.E.	Divisão Superior:
	1 + 2 - B. do segmento ápico-posterior
	3 – B. do segmento anterior
	Divisão Inferior ou dos Segmentos Lingulares:
	4 – B. do segmento lingular superior
B. do L.I.E.	6 – B. do segmento superior
	8 - B. do segmento anterior
	9 – B. do segmento lateral
	10 - B. do segmento posterior

FIGURA 2.8 – Representação esquemática da árvore brônquica. Vista Lateral.
WOLF-HEIDEGGER (1996).

FIGURA 2.9 – Representação esquemática da árvore brônquica. Vista Posterior.
WOLF-HEIDEGGER (1996).

FIGURA 2.10 - Esquema apresentando a traquéia, brônquios e pulmões; bronquíolo terminal, bronquíolos respiratórios, dutos alveolares, sacos alveolares e alvéolos.

SPENCE (1991).

GANONG (1989) descreve que da traquéia até os sacos alveolares, as vias respiratórias se dividem 23 vezes, sendo que, as primeiras 16 divisões vão da traquéia até os bronquíolos terminais e as 7 divisões remanescentes são formadas pelos bronquíolos respiratórios, dutos alveolares e sacos alveolares.

JACOB et al. (1990), dizem que as porções dos brônquios principais externas aos pulmões possuem essencialmente a mesma estrutura da traquéia, mas têm diâmetro menor. Dentro dos pulmões, as cartilagens brônquicas assumem uma forma de placa e algumas cercam completamente os brônquios. À medida que as dimensões dos brônquios diminuem, as cartilagens se tornam progressivamente menores e menos completas. A cartilagem finalmente desaparece nos bronquíolos. Com a diminuição da cartilagem, há um aumento do músculo liso o qual é entremeado com numerosas fibras elásticas. O epitélio cilíndrico pseudo-estratificado ciliado da traquéia continua nos brônquios, porém, muda para cilíndrico simples ciliado e cúbico ciliado nos bronquíolos, e, sem células caliciformes nos bronquíolos terminais menores. Já os dutos alveolares são simplesmente finos tubos compostos de uma única camada de epitélio pavimentoso rodeado por tecido fibro-elástico. Os dutos se abrem em alvéolos que geralmente estão agrupados formando um saco alveolar. Nos alvéolos são encontrados três tipos de células:

- células epiteliais pavimentosas finas;
- células epiteliais cúbicas;
- macrófago.

2.3 - Modelos Completos das Estruturas Pulmonares

HORSFIELD & CUMMING (1967) com o objetivo de medir os ângulos das ramificações e diâmetros dos ramos na árvore brônquica humana, utilizaram em sua pesquisa os pulmões de um jovem que morreu por doença não respiratória. Os pulmões foram fixados com 2% de formalina em inspiração total, injetados com mistura de resina para modelar os brônquios e solução de ácido clorídrico para dissolver os tecidos deixando o modelo intacto. Todos os ramos foram medidos por microscópio. A TABELA 2.4 mostra alguns dos resultados obtidos.

TABELA 2.4 - Valores médios encontrados para diâmetros e ângulos. D_2 e D_3 – ramos filhos; D_1 - ramo pai. HORSFIELD & CUMMING (1967).

Diâmetro (mm)	Média dos ângulos	Média de $D_2/D_1 + D_3/D_1$	Número de ramos pesquisado
>4	32	0.76	32
3-4	30	0.82	8
2-3	36	-	62
1-2	43	-	122
<1	50	0.87	8

HORSFIELD & CUMMING (1967) concluem que os ramos com diâmetros menores que 1 mm apresentavam valores médios para $D_2/D_1 + D_3/D_1$ sem muita variação, 0,74 a 0,82, portanto, próximo ao valor dado por eles como ideal, 0,79. Os autores relatam que o ângulo médio dos modelos foi $41^\circ 26'$, também próximo ao ideal, $37^\circ 28'$, e para os ramos com diâmetros menores que 1 mm, os ângulos variaram entre 30° e 43° graus.

Em 1968, HORSFIELD & CUMMING propuseram um método para análise de comprimento, diâmetro, número de ramificação dos brônquios bem como um método para identificação dos mesmos. Os autores contam e numeram os ramos iniciando na traquéia e terminando nos ramos terminais e vice-versa. Eles relatam que um ramo pode dar origem a 2, 3 ou muitos ramos filhos e suspeitam que divisões tricotômicas são encontradas para redução de um ramo até o comprimento zero. Nesta pesquisa, o pulmão normal de um homem com 25 anos de idade que faleceu por insuficiência renal, foi removido sem lesões através de autópsia e posteriormente injetado com formalina e resina para fixação. Os ramos com diâmetros maiores ou iguais a 0,7 mm foram medidos individualmente, enquanto que, para os ramos com diâmetros menores, onde a substância não conseguiu penetrar, foram utilizadas técnicas de contagem através de microscópio. Foram registrados de 10 a 32 ramificações da Carina principal até os bronquíolos respiratórios. Os autores mediram 8.298 ramos entre a traquéia e os ramos com diâmetros de até 0,7 mm, dos quais, 1.603 eram ramos lobulares. Eles mediram também, os diâmetros de 4.614 ramos lobulares de 0,4 a 0,6 mm.

HORSFIELD & CUMMING (1968), encontraram 27.992 bronquíolos terminais com aproximadamente 0,6 mm de diâmetro e 233.941 bronquíolos respiratórios com diâmetro médio de 0,4 mm. Os autores constataram que as ramificações nos pulmões são assimétricas, dicotômicas e que não existem brônquios sem ramificações. Eles observaram que as regiões onde as dimensões dos ramos são reduzidas rapidamente, ocorrem as ramificações tricotômicas. A característica mais notável é a dos bronquíolos situados próximos ao hilo pulmonar que fazem ângulos de 180° ou mais, retornando para o interior dos pulmões. A FIGURA 2.11 ilustra esta característica.

FIGURA 2.11 – Bronquíolos retornando para o interior dos pulmões devido ao ângulo de abertura dos ramos. HORSFIELD & CUMMING (1968).

Em 1971, HORSFIELD et al. utilizaram um pulmão humano sem anormalidades preparado com a técnica proposta por HORSFIELD & CUMMING (1967) onde os ramos com diâmetros de até 0,7 mm foram medidos com o método de HORSFIELD & CUMMING (1968). Os autores determinaram que na árvore brônquica cada ramo pode ser classificado por um número de ordem, o qual, pode se iniciar na traquéia ou nos ramos mais periféricos. A FIGURA 2.12 ilustra esta estrutura.

FIGURA 2.12 – (A) – Sistema de numeração de ramificação começando no tronco. (B) – Sistema de numeração de ramificação começando nos ramos mais distantes do tronco. HORSFIELD et al. (1971).

Quando o número de ordem dos ramos filhos é diferente, esta árvore é classificada como assimétrica. Esta estrutura é mostrada na FIGURA 2.13 e FIGURA 2.12 (B). Mas, quando o número de ordem das divisões for igual, esta árvore é simétrica, FIGURA 2.12 (A).

FIGURA 2.13 – Sistema de numeração mostrando a assimetria da árvore.
HORSFIELD et al. (1971).

Para efetuarem as medidas os autores estabeleceram dois modelos. No primeiro modelo, os lobos foram representados por uma média assimétrica considerando o seguinte:

1. as ramificações da árvore brônquica são expressas por um fator abaixo de 1,38 para ramos com diâmetros de 0,7 mm;
2. os dados foram analisados para encontrar o diâmetro médio dos ramos em cada ordem. Para ramos de ordem w , o diâmetro médio do maior ramo filho é parecido com o de ordem $(w - 1)$, enquanto que, o diâmetro médio do menor ramo filho é parecido com o de ordem $(w - 4)$. Onde w , representa o número de ordem;
3. os valores médios dos diâmetros e dos comprimentos foram determinados por ramos que estavam entre a ordem dos ramos lobares e os de até 0,7 mm de diâmetros;
4. um lóbulo foi seccionado e medido separadamente. Foi encontrada uma média de sete ordens de ramificações nos lóbulos com ramos maiores ou iguais a 0,7 mm de diâmetros e seis ordens nos lóbulos com ramos menores;
5. os comprimentos médios dos brônquios intralobulares foram determinados, porém, as informações sobre os diâmetros eram escassas. Os autores acham que os bronquíolos respiratórios possuem 0,4 mm de diâmetros;
6. o número de bronquíolos respiratórios foi previamente estimado em 223.659.

Através dos dados apresentados, os autores construíram o modelo seguindo as seguintes características:

- nos lóbulos, consideraram primeiro as ramificações assimétricas, depois as simétricas;
- os ramos lobares surgem de forma monópode, porém, as ramificações nos lobos são dicotômicas. Com isto, os autores consideraram os ramos centrais separadamente desde que estes tenham caminhos e sejam influenciados por fatores diferentes.

Com estas definições, HORSFIELD et al. (1971) descreveram no modelo 1 as seguintes regiões: 1 - brônquio central, 2 - brônquio intralobular e 3 - bronquíolos. Na região 1 os autores não fazem nenhuma tentativa para representar o caminho normal do brônquio central. Na região 2, os brônquios intralobulares aumentam de volume por um fator de 1,38 e são representados por padrões de ramificações mostrados através da FIGURA 2.14. A região 3 termina na ordem 7, FIGURA 2.15.

FIGURA 2.14 – (A) – Padrão de ramificação assimétrica, no qual, ordens dos ramos filhos diferem por um fator $n = 3$; w , $w - 1$ e $w - 4$ são ordens de ramos. (B) - representa a numeração da região 2 do modelo 1 pelo esquema mostrado na FIGURA 2.14 (A). HORSFIELD et al. (1971).

FIGURA 2.15 – Padrão de ramificação da parte distal da região 2 do modelo 1.
HORSFIELD et al. (1971).

Segundo os autores, o fluxo com significado restrito quando aplicado a este modelo, pode ser medido se todos os dutos alveolares são similares e não apresentam nenhuma diferença regional. Sob esta circunstância, o fluxo em cada ramo é expresso por um percentual de fluxo na traquéia. Então, o fluxo V em um ramo de ordem w é dado por: $V_w = (E_w/E31)100 = E_w(100/233.920)$, onde, w é o número de ordem, E representa o número de ramos da ordem w e 233.920 é o total de ramos do modelo. Na FIGURA 2.16 são apresentados os números utilizados pelos autores para identificar cada estrutura da árvore brônquica. No modelo 1, há 31 ordens da traquéia até os bronquíolos respiratórios, 4.794 ramos semelhantes e para ordem 1 se obteve 233.920 ramos. A TABELA 2.5 mostra os volumes lobares e percentuais do volume total do pulmão comparado com do modelo.

FIGURA 2.16 – Representação dos ramos centrais da árvore brônquica. A traquéia é igual a 0; 1 e 10 são os brônquios principais; 2, 6, 11, 14 e 15 são brônquios lobares; 20 a 38 são brônquios segmentares. HORSFIELD et al. (1971).

TABELA 2.5 - Volumes dos lobos no modelo 1 e no pulmão. Esses volumes são expressos em percentuais do volume total do pulmão. HORSFIELD et al. (1971).

Lobo	Modelo 1	Pulmão
Superior direito	19	21
Médio	10	9
Inferior direito	26	25
Superior esquerdo	19	20
Inferior esquerdo	26	25

O modelo 2 foi desenvolvido da mesma forma, porém, cada brônquio foi considerado separadamente pelos números de identificação apresentados na TABELA 2.6 e FIGURA 2.16. Através do modelo 2 HORSFIELD et al. (1971) encontraram 216.544 bronquíolos respiratórios. Nas TABELAS 2.7, 2.8 e 2.9 são apresentados os resultados obtidos pelos autores.

TABELA 2.6 – Números dos ramos segmentares baseados na FIGURA 2.16.
HORSFIELD et al. (1971).

Nome do Brônquio		Número do Ramo
Lobo Superior Direito	Segmento apical	30
	Segmento posterior	31
	Segmento anterior	32
Lobo Médio Direito	Segmento lateral	33
	Segmento medial	34
Lobo Inferior Direito	Segmento superior	35
	Segmento medial ou para-cardíaco	36
	Segmento anterior	37
	Segmento posterior	38
Lobo Superior Esquerdo	Divisão Superior	
	Segmento ápico-posterior	20
	Segmento anterior	4

Nome do Brônquio		Número do Ramo
Lobo Superior Esquerdo	Divisão Inferior ou dos Segmentos Lingulares	
	Segmento lingular superior	23
	Segmento lingular inferior	24
Lobo Inferior Esquerdo	Segmento superior	25
	Segmento anterior	26
	Segmento lateral	28
	Segmento posterior	9

TABELA 2.7 - Valores medidos nos ramos centrais através do modelo 2. E – número de ramos. HORSFIELD et al. (1971).

Número do Ramo	Ordem	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	E	Fluxo % da traquéia
0	31	16,0	100,0	216.544	100
1	28	12,0	50,0	98.432	45,4559
2	27	7,5	16,0	44.416	20,5113
3	26	7,3	1,0	30.592	14,1274
4	25	5,0	9,0	13.760	6,3544
5	24	5,5	11,0	13.824	6,3839
6	27	8,0	11,0	54.016	24,9446
7	26	6,5	18,0	43.840	20,2453
8	25	7,0	4,5	27.008	12,4723
9	24	5,5	7,5	16.832	7,7730
10	30	11,1	22,0	118.112	54,5441
11	26	7,3	15,6	47.008	21,7083
12	25	8,5	6,4	23.776	10,9798
13	29	8,9	26,0	71.104	32,8358
14	25	5,2	21,0	20.800	9,6054
15	28	6,4	8,0	50.304	23,2304
16	27	6,0	8,4	25.392	16,3440

Número do Ramo	Ordem	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	E	Fluxo % da traquéia
17	26	6,2	14,8	27.520	12,7087
20	24	5,3	13,5	16.832	7,7730
23	23	3,5	11,5	7.872	3,6353
24	22	3,5	7,5	5.952	2,7486
25	20	5,5	8,5	10.176	4,6993
26	24	5,0	11,5	16.832	7,7730
28	20	5,0	8,5	10.176	4,6993
30	24	4,0	2,0	16.832	7,7730
31	19	4,0	13,4	6.944	3,2067
32	25	5,5	17,0	23.232	10,7285
33	24	4,0	10,0	10.400	4,8027
34	24	4,4	9,6	10.400	4,8027
35	21	4,4	6,2	14.912	6,8864
36	23	3,2	6,2	7.872	3,6353
37	25	4,8	6,8	13.760	6,3544
38	25	5,8	10,6	13.760	6,3544

TABELA 2.8 – Valores dos diâmetros medidos na região 2 do modelo 2 para cada brônquio segmentar. * Valor médio usado quando o número de ordens no modelo é maior que o número de ordens dos brônquios segmentares HORSFIELD et al. (1971).

Números dos Brônquios Segmentares – Diâmetros em milímetros																	
Ordem	4	9	20	23	24	25	26	28	30	31	32	33	34	35	36	37	38
24	4,5										5,35*					4,4	5
23	3,8	5,5					4,2		4,27*		4,27*	4,27*	3,8			3	4
22	3	3,9	3,7	3,2			3,9		3,6		3,75	3	3,2		3,49*	3	3,7
21	3	4,8	3,1	2,6	3		3,8		2,8		3,35	3	2,6		3,2	3	3,2
20	2,9	3,3	3,2	2,4	2,85		3,45		3,2		2,82	2,7	2,65	2,7	3,2	2,7	3,2
19	2,85	3,37	3	2,4	2,8	3,6	2,77	3,6	2,83		2,72	2,7	2,4	3,1	2,4	2,67	2,8
18	2,8	3,14	2,9	2,4	2,55	3,8	2,53	3,15	2,6	3,1	2,72	2,75	2,5	2,7	2,3	2,57	2,9
17	2,92	2,87	2,63	2,63	2,55	3	2,72	3	2,44	2,95	2,51	2,6	2,4	2,73	2,2	2,54	2,72
16	2,65	2,6	2,45	2,37	2,37	2,97	2,55	2,95	2,3	2,8	2,36	2,5	2,38	2,68	1,92	1,63	2,48
15	2,44	2,46	2,3	2,17	2,18	2,47	2,41	2,67	2,24	9,67	2,26	2,3	2,12	2,5	1,77	2,35	2,46
14	2,17	2,33	2,17	2,1	1,93	2,41	2,13	2,41	2,08	2,32	2,07	2,15	2,09	2,31	1,87	2,15	2,24
13	2	2,16	2,06	1,97	1,83	2,2	2,07	2,06	1,92	2,13	1,85	1,94	1,94	2,12	1,77	1,89	2,03

Números dos Brônquios Segmentares – Diâmetros em milímetros																	
Ordem	4	9	20	23	24	25	26	28	30	31	32	33	34	35	36	37	38
12	1,79	1,95	1,81	1,72	1,66	2,01	1,78	1,95	1,63	1,84	1,71	1,74	1,72	1,8	1,56	1,62	1,76
11	1,53	1,7	1,55	1,46	1,5	1,75	1,59	1,75	1,48	1,61	1,51	1,62	1,61	1,52	1,52	1,43	1,51
10	1,35	1,43	1,34	1,32	1,4	1,52	1,34	1,47	1,2	1,36	1,33	1,32	1,35	1,3	1,33	1,28	1,37
9	1,16	1,19	1,14	1,09	1,14	1,17	1,15	1,18	1,06	1,11	1,11	1,18	1,14	1,09	1,08	1,05	1,14
8	0,95	0,97	0,95	0,93	1	0,99	0,94	0,97	0,9	0,89	0,94	0,97	0,96	0,92	0,93	0,91	0,96
7	0,75	0,78	0,76	0,76	0,78	0,78	0,76	0,76	0,75	0,76	0,76	0,78	0,76	0,76	0,75	0,75	0,76

TABELA 2.9 – Valores dos comprimentos medidos na região 2 do modelo 2 para cada brônquio segmentar. * Valor médio usado quando o número de ordens no modelo é maior que o número de ordens dos brônquios segmentares. HORSFIELD et al. (1971).

Números dos Brônquios Segmentares – Comprimentos em milímetros																	
Ordem	4	9	20	23	24	25	26	28	30	31	32	33	34	35	36	37	38
24	8										9,7*					11,2	12,4

Números dos Brônquios Segmentares – Comprimentos em milímetros																	
Ordem	4	9	20	23	24	25	26	28	30	31	32	33	34	35	36	37	38
23	18,4	10,2					8		10,81*		10,81*	10,81*	11,4			11	9,2
22	6,8	7,6	11,4	7,6			7		12,6		7	8,8	11,8		9,53*	9	14,6
21	5,2	10	5,8	10,4	8,6		8,95		5,4		10,1	17,4	13		8	10	2,6
20	10,9	8,93	4,6	2,2	8,4		20,3		10,2		6,7	6,7	10,3	6,2	9,7	24,2	10,5
19	8,2	8	10,4	9,6	9,4	5,4	6,27	14,2	5,47		6,44	5,7	10	9,4	6,1	9,85	5,4
18	5,5	13,68	11,7	7,8	8,2	7,2	6,2	13,3	7,88	7,8	9,6	13,3	8,33	6,4	7,4	6,85	11,8
17	6,97	9,05	6,73	7,2	12,7	7,33	7,05	9,93	7,16	12,2	8,34	5,6	6,6	6,87	9,2	8,2	10
16	5,57	7,12	9,7	5,03	10,33	10,07	6,6	9,35	7,17	5,2	7,3	7,55	5,84	11,72	6,3	11,1	10,53
15	9,45	7,26	9,71	6,33	8	5,73	7,52	6,33	7,1	8,2	5,44	7,36	6,57	8,29	6,5	8,97	10,7
14	5,57	6,9	5,86	6,36	5,46	6,22	7,12	6,97	7,1	5,92	6,56	6,3	7,55	6,4	5,53	6,53	5,85
13	6,5	5,5	7,73	6,77	5,47	5,18	5,24	5,24	6,14	8,31	5,67	4,76	5,29	6,94	5,8	7,45	7,29
12	4,75	4,91	5,31	4,67	5,15	6,12	4,37	5,18	5,55	6,22	4,83	4,89	4,19	5,51	5,88	4,97	5,99
11	4,55	4,83	4,85	4,68	4,21	5,34	4,72	4,88	4,64	4,88	4,7	4,77	4,62	5,66	4,38	4,46	4,64
10	4,19	4,01	4,08	4,55	4,31	5,07	3,67	3,95	4,19	4,78	3,85	4,19	3,87	4,69	4,5	4,45	4,3
9	3,59	3,35	3,5	3,45	3,99	4,26	3,27	3,18	3,64	4,64	3,3	3,51	2,87	3,48	3,53	3,73	3,98
8	3,12	2,83	3,33	2,81	3,42	3,45	2,87	2,73	3,36	3,57	3,04	3,05	2,89	3,25	3,26	3,02	3,34
7	2,67	2,45	2,57	2,3	2,61	2,82	2,19	2,19	2,66	2,81	2,4	2,55	2,2	2,9	2,47	2,47	2,76

Um outro modelo preparado com a técnica de SEKIARA et al. (1968)* apud HORSFIELD et al. (1971) foi utilizado para analisar os ângulos das ramificações. Na TABELA 2.10 são apresentados os ângulos medidos por HORSFIELD et al. (1971) para cada ramo da árvore brônquica.

TABELA 2.10 – Ângulos dados em graus. O número de cada ramo corresponde a uma estrutura da árvore brônquica mostrada na TABELA 2.6.
HORSFIELD et al. (1971).

Ramo Número	Ângulo do Ramo em graus		Ramo Número	Ângulo do ramo em graus
1	73		17	0
2	48		20	14
3	65		23	28
4	28		24	8
5	25		25	70
6	44		26	36
7	28		28	31
8	17		30	40
9	33		31	10
10	35		32	33
11	63		33	35
12	18		34	18
13	15		35	54
14	61		36	58
15	15		37	31
16	8		38	35

*SEKIHARA, T.D.; OLSON, D.E.; FILLEY, G.F. (1968). Airflow regimes and geometrical factors in the human airway. *Proc. Aspen Emphysema Conf.*, 11th, p.103-13. Vozes apud HORSFIELD, K.; DART, G.; OLSON, D. E. (1971). Models of the human bronchial tree. *Journal of Applied Physiology*, v.31, n.2, p.207-17.

HORSFIELD et al. (1971) determinaram que o ângulo médio para ramos com diâmetros maiores que 4 mm é 32°; ramos com diâmetros entre 3 e 4 mm, 30°; entre 2 e 3 mm, 36°; entre 1 e 2 mm, 43°; diâmetros menores que 1 mm, 50°. Os autores concluem que os resultados apresentados podem ajudar estudos matemáticos onde dados dos pulmões são requeridos.

NIKIFOROV & SCHLESINGER (1985), através de 4 pares de pulmões e 4 pulmões direitos humanos masculinos sem anormalidades, estabeleceram a variação morfométrica da árvore brônquica. Os pesquisadores retiraram o excesso de muco, repararam as perfurações existentes com cola, banharam os pulmões com solução salina e injetaram através da traquéia água enquanto eles estavam congelando. O método de RAABE et al. (1976)* apud NIKIFOROV & SCHLESINGER (1985), foi utilizado para medir diâmetros, comprimentos e ângulos. A TABELA 2.11 mostra os diâmetros e comprimentos para os oito níveis de ramificação do modelo.

TABELA 2.11 – Diâmetros e comprimentos obtidos através do modelo para oito níveis. N – Número de Ramos; MA – Média Aritmética; SD – Desvio Padrão; MG – Média Geométrica. NIKIFOROV & SCHLESINGER (1985).

Nível	N	Diâmetro (mm)			Comprimento (mm)		
		MA	SD	MG	MA	SD	MG
1	7	14,21	1,93	14,10	23,43	4,42	23,07
2	16	9,10	2,05	8,89	19,83	7,78	18,33
3	34	6,31	2,09	6,03	11,13	5,01	10,00
4	69	4,59	1,44	4,40	11,64	4,35	10,86
5	142	3,55	1,26	3,36	11,38	4,82	10,43
6	262	2,80	0,97	2,66	9,90	5,37	8,71
7	374	2,47	0,88	2,33	9,14	4,73	8,12
8	344	2,26	0,87	2,11	8,64	4,33	7,70

*RAABE, O.G.; YEH, H.C.; SCHUM, G.M.; PHALEN, R.F. (1976). *Tracheobronchial geometry human. Dog, rat, hamster*. Albuquerque, NM, Foundation for Medical Evaluation and Research. (Report LF-53). Vozes apud NIKIFOROV, A.I.; SCHLESINGER, R.B. (1985). Morphometric variability of the human upper bronchial tree. *Respiration Physiology*, v.59, p.289-99.

Nesta pesquisa, os autores observaram que havia predominância das divisões dicotômicas, embora, ocasionalmente foram encontradas ramificações tricotômicas. Observaram que os ângulos das ramificações se tornam totalmente uniformes depois da 5ª geração, variando entre 20 e 25 graus. Os autores concluem que diâmetros, comprimentos e ângulos das ramificações tinham consideráveis variações dentro de uma mesma geração.

2.4 – Modelos das Vias Aéreas Terminais

PUMP (1969) utilizou para medir as vias aéreas terminais dois pulmões sem patologias. Estes pulmões foram preenchidos com látex, lavados com uma solução para remover os tecidos e posteriormente, 4 ácinos foram dissecados. Com isto, o autor determinou a média dos diâmetros e comprimentos dos bronquíolos terminais e também dos bronquíolos respiratórios. Para os bronquíolos terminais a média medida dos comprimentos foi 0,705 mm e dos diâmetros 0,488 mm. Para os bronquíolos respiratórios, o autor relata que o comprimento alcança de 0,118 a 0,875 mm e que o diâmetro está entre 0,131 a 0,875 mm. Além disso, PUMP (1969) determinou que em um bronquíolo respiratório havia 1.170 alvéolos com diâmetros entre 0,125 a 0,325 mm, média de 0,205 mm.

No trabalho desenvolvido por GAMSU et al. (1971) que tem como objetivo a visualização dos ácinos, pulmões humanos masculinos sem patologias foram inflados com água e posteriormente opacificados. Estes pulmões foram fatiados com espessura de 1,5 cm e posteriormente radiografados. Os autores observaram que os ácinos possuíam formas esféricas e que seus diâmetros alcançavam de 6 a 10 mm sendo em média de 7,4 mm.

Em 1973, LUI et al. utilizaram 3 pulmões normais de vítimas de acidentes com idades entre 38 e 45 anos. Nestes pulmões, foi injetado um composto de sulfato de bário, gelatina e filamentos de náilon foram introduzidos nos lóbulos. Após este processo, os autores radiografaram e mediram as estruturas. Eles determinaram que os bronquíolos terminais tinham aproximadamente 0,6 mm de diâmetro. Os ácinos

tinham formas elípticas sendo o maior encontrado de 7 a 8 mm e o menor de 6 mm. Os autores constataram que os bronquíolos respiratórios possuem divisões dicotômicas e que em certos pontos pode haver 3 ou mais divisões de mesmo ramo.

No ano de 1975, HANSEN et al. mediram as vias aéreas terminais. A pesquisa utilizou os pulmões de uma mulher de 19 anos de idade, não fumante, com 1,58 m de altura e pesando 55,5 kg que morreu por infecção aguda. Os pulmões foram preenchidos com 10% de formalina e a região pleural cortada em blocos de 1 cm³. Cada bloco foi fatiado com espessura de 20 µm, as fatias foram montadas em vidros pintados com hematoxilina, resina e posteriormente examinadas microscopicamente. Em uma sala escura um microscópio projetou a uma distância de 3,6 metros as imagens das fatias sobre placas de espuma de 6,4 mm. Os desenhos das vias aéreas foram marcados na espuma utilizando caneta e papel branco, recortados e reagrupados.

Os resultados deste trabalho mostram que os bronquíolos respiratórios da primeira geração são cobertos por 65% de epitélio brônquico, os da segunda geração cobertos por 25 a 30% e os da 3ª geração de 5 a 20%. Os dutos alveolares possuem formas elípticas, os sacos alveolares assim como os alvéolos têm formas esféricas e de diversos tamanhos. Os autores estabeleceram que existem no máximo 8 alvéolos por saco e que a média é 3,5. Segundo HANSEN et al. (1975), outros pesquisadores determinaram uma média de 24 alvéolos por saco porque extrapolaram o número de alvéolos visíveis em cada lado do saco alveolar. Através da completa reconstrução dos ácinos, para 1 bronquíolo terminal, encontraram: 14 bronquíolos respiratórios; 1.200 a 1.500 dutos alveolares; 2.500 a 4.500 sacos alveolares; 14.000 a 20.000 alvéolos. Os autores concluem que o número de alvéolos que encontraram é compatível com a média apresentada por HAYEK (1960)* apud HANSEN et al. (1975), ou seja, 16.384 alvéolos por bronquíolo terminal.

HANSEN & AMPAYA (1975), utilizaram o modelo já apresentado em HANSEN et al. (1975) para determinar as formas, tamanhos, áreas e volumes das

* HAYEK, H. (1960). The human lung, New York: Hafner. Vozes apud HANSEN, J.E.; AMPAYA, E.P.; BRYANT, G.H.; NAVIN, J.J. (1975). Branching pattern of airway and air spaces of a single human terminal bronchile. *Journal of Applied Physiology*, v.38, n.6, p.983-89.

vias aéreas. Neste trabalho eles reduziram as medidas obtidas a partir das projeções do microscópio que amplifica 170 vezes para obter as medidas originais do tecido. Foram pesquisados 60 dutos alveolares sendo 6 a 12 de cada ordem, 40 sacos alveolares e 200 alvéolos caracterizados em 6 formas simétricas. Na TABELA 2.12 são mostradas as formas, freqüências e dimensões dos alvéolos.

TABELA 2.12 – Forma, freqüência e dimensões dos alvéolos. *Média $\pm$ Desvio Padrão; t - Calculados usando dimensões médias para cada forma; tt - Calculados usando dimensões médias para cada forma e coeficientes de distribuição. HANSEN & AMPAYA (1975).

Forma	%	Diâmetro do Orifício (mm)	Profundidade (mm)	Área da Superf. (mm ²)	Volume mm ²
¾ Esferóide	26	0,181 $\pm$ 0,042*	0,174 $\pm$ 0,058*	0,0117t	0,00464t
Cone	22	0,217 $\pm$ 0,086*	0,256 $\pm$ 0,118*	0,114t	0,00403t
¼ Esferóide	22	0,179 $\pm$ 0,043*	0,062 $\pm$ 0,029*	0,038t	0,00092t
Cilindróide – fundo	14,5	0,187 $\pm$ 0,047*	0,241 $\pm$ 0,076*	0,136t	0,00538t
Esférico					
Cilindróide – fundo plano	8,5	0,147 $\pm$ 0,059*	0,135 $\pm$ 0,064*	0,079t	0,00230t
Elipsóide alongado	7	0,153 $\pm$ 0,013*	0,306 $\pm$ 0,077*	0,160t	0,00618t
Média t		0,183 t	0,189 t	0,101 t	0,00392 t
Média t		0,199 t	0,238 tt	0,119 tt	0,00480 tt

HANSEN & AMPAYA (1975) determinaram 23.000 bronquíolos terminais; bronquíolos respiratórios com diâmetros entre 0,4 e 0,5 mm, média de 0,5 mm; 14.600 a 19.757 alvéolos por bronquíolo terminal e estimaram 336.000.000 a 454.000.000 alvéolos para os pulmões. Os autores dizem que considerando as variações anatômicas, o número de bronquíolos terminais que encontraram é compatível com os 16.000 medidos por HAYEK (1960) e consideram o número de alvéolos adequado. Eles chegaram a esta conclusão comparando seus valores com:

- DUNNILL (1962) que relata que nos pulmões há 296.000.000 de alvéolos;

- WEIBEL (1963) que diz que nos pulmões há 292.000.000 de alvéolos com variações que podem alcançar de 286.000.000 a 310.000.0000;
- ANGUS & THURLBECK (1972) que apresentaram em média, 375.000.000 de alvéolos nos pulmões, com valores que podem alcançar de 212.000.000 a 605.000.000;

HANSEN & AMPAYA (1975) também mostraram que os sacos alveolares possuem formas normalmente esféricas ou de cones cortados e que os dutos possuem formas de esferóides. Na TABELA 2.13 são mostradas as distâncias e dimensões dos alvéolos e o volume dos sacos alveolares.

TABELA 2.13 – Valores médios das distâncias e das dimensões dos alvéolos e também do volume dos sacos alveolares. HANSEN & AMPAYA (1975).

Distância, centro do orifício do alvéolo até a superfície.	0,14 mm
Distância, centro do orifício do saco até o orifício do centro alveolar.	0,18 mm
Área, orifício alveolar.	0,030 mm ²
Área, orifício do saco.	0,052 mm ²
Volume do saco alveolar	0,00454 mm ³

Em 1981, SCHREIDER & RAABE retiraram ácinos de várias regiões pulmonares para identificar suas estruturas internas. Os autores dizem que a maior preocupação foi garantir a fidelidade de representação do processo de respiração e para isto, compararam seu modelo com outros. Eles relatam que o pequeno número de órgãos para estudo, a exclusividade e forma de tratamento pré e pós-pesquisa dos animais e cadáveres bem como a identificação das anormalidades pulmonares dificultaria este tipo de trabalho.

SCHREIDER & RAABE (1981), dissecaram e mediram os ácinos utilizando um micrômetro com magnificação de 30 vezes. A FIGURA 2.17 mostra um conjunto de ácino dissecado.

FIGURA 2.17 – Imagem de um conjunto de ácino do pulmão humano. SCHREIDER & RAABE (1981).

Os autores observaram que os ramos estavam dispostos com e sem assimetria e que as divisões eram dicotômicas e tricotômicas. Eles mediram 26 bronquíolos terminais e determinaram que:

- o diâmetro tem um valor médio de 0,432 mm podendo variar entre 0,420 a 0,472 mm;
- o comprimento varia de 0,794 a 0,853 mm, com um valor médio de 0,819 mm.

SCHREIDER & RAABE (1981) observaram que: os bronquíolos respiratórios têm diâmetros de 0,384 a 0,411 mm e que os dutos alveolares têm forma de tubo onde existem aberturas para os alvéolos. Dependendo dos comprimentos desses dutos, há em média 11 alvéolos para cada estrutura, podendo alcançar 50 alvéolos nos dutos mais longos e 5 nos mais curtos. Os autores relatam que os alvéolos têm forma poligonal, diâmetro variando de 0,16 a 0,352 mm com valor médio de 0,250 mm. A FIGURA 2.18 mostra a organização dos bronquíolos terminais, bronquíolos respiratórios, dutos e sacos alveolares.

FIGURA 2.18 – Representação de um ácino respiratório humano. TB – bronquíolo terminal; RB – bronquíolo respiratório; AD – duto alveolar e AS – saco alveolar.

SCHREIDER & RAABE (1981).

No trabalho de BASTACKY et al. (1983), foi apresentada uma técnica que combina mapeamento microscópico com dissecação das vias aéreas para análise dos pulmões. Os lobos pulmonares obtidos através de cirurgia foram injetados com água, esvaziados, injetados com ósmio, desidratados com acetona, cobertos com resina e fatiados com espessura de 5 mm. Em cada passo, os lobos foram fotografados para futuras comparações através de processamento. Os autores observaram que:

- os alvéolos variam de forma, tamanho e densidade dependendo da posição que se encontram ao longo das vias aéreas;
- os alvéolos no estado hidratado são totalmente lisos.

Em 1988, BLEUER & WEIBEL para determinar dados morfológicos dos ácinos, utilizaram dois pulmões humanos que foram fixados com formaldeído e uma mistura de cloreto de sódio com glicerina. Após serem inflados em 100% por 5 a 10 minutos, injetaram 2 litros de solução salina. Os autores misturaram o silicone com óleo para reduzir a sua viscosidade em 50%, alcançando assim, as vias terminais. Após os modelos permanecerem por 5 semanas com este silicone, eles foram secados em uma sala especial e o volume foi determinado dividindo o peso do modelo pelo peso da solução à base de silicone. Os pesquisadores cortaram o modelo em grupos

de 12 a 42 ácinos bem definidos e seguiram as ramificações, através de um microscópio, até encontrarem os primeiros bronquíolos terminais.

Após este processo, os autores dissecaram os ácinos até próximos aos alvéolos conseguindo assim, 103 ácinos no primeiro pulmão e 106 no segundo. Estes ácinos foram ordenados por volume e divididos em 6 grupos. Para cada grupo foi escolhido 1 ácino que representasse o seu volume. Os autores relatam que aproximadamente de 9 a 1.600 ramos foram despedaçados antes que pudessem ser medidos, porém, foram reagrupados por aproximações feitas com ramos vizinhos.

Nos ácinos pesquisados, o volume médio encontrado foi de 186 mm^3 para o grupo A e 187 mm^3 para o grupo B sendo o desvio padrão de $\pm 73 \text{ mm}^3$. Os autores constataram que a partir dos bronquíolos respiratórios, os alvéolos ocupam parte da sua parede, enquanto que, nos dutos alveolares eles estão totalmente agrupados. As ramificações encontradas dentro dos ácinos são dicotômicas e algumas aparentemente tricotômicas. A FIGURA 2.19 representa a disposição das estruturas internas dos ácinos e a TABELA 2.14 suas dimensões. Os autores relatam que o volume do primeiro modelo foi menor devido às dificuldades encontradas para medir as estruturas terminais. BLEUER & WEIBEL (1988) explicam que isto ocorreu por causa da alta viscosidade e baixa pressão com que o silicone foi aplicado fazendo com que não atingisse as estruturas terminais. No segundo modelo, com pressão maior e solução com menos viscosidade, as vias terminais puderam ser alcançadas, porém, os autores tiveram dificuldades em distinguir os ácinos cheios dos vazios.

FIGURA 2.19 – Representação das ramificações existentes dentro dos ácinos.
BLEUER & WEIBEL (1988).

TABELA 2.14 – Dimensões das estruturas internas dos ácidos dados em microns; média e desvio padrão para 6 ácidos analisados.
BLEUER & WEIBEL (1988).

		Comprimento				Diâmetro interno				Diâmetro externo			
		Duto		Saco		Duto		Saco		Duto		Saco	
Ácidos	Volume (mm ³)	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
1	88,1	647	228	831	242	292	67	224	27	639	108	616	101
2	128,4	847	254	1.078	284	325	51	260	42	736	111	668	92
3	161,2	714	251	1.095	344	323	53	255	40	706	129	681	141
4	188,4	768	265	936	274	313	57	262	40	705	109	617	96
5	237,3	730	305	826	238	310	76	229	38	684	110	584	94
6	306,2	733	249	964	294	336	59	255	40	696	120	651	114
Média	184,9	730	258	1.012	323	323	60	251	40	699	122	656	127

BEREND et al. (1991), determinaram os padrões das ramificações dos dutos alveolares utilizando os pulmões de um homem que tinha aproximadamente 18 anos e que faleceu após acidente de carro. Os pulmões foram preenchidos com água e 10% de formalina. Destes pulmões, foi selecionado um bloco do lobo inferior direito, desidratado, injetado com etanol, mantido em uma temperatura de 4° C por uma semana e posteriormente fatiado. As fatias foram fotografadas, os bronquíolos terminais, bronquíolos respiratórios e dutos alveolares identificados e traçados. No passo seguinte, os autores digitalizaram estas fatias e fizeram uma reconstrução 3D através de um processo computacional. Com esta técnica, eles determinaram que o comprimento dos ácinos era em média de 3,82 mm e volume de 153 mm³. Observaram também, as distâncias entre os bronquíolos respiratórios e os dutos alveolares. Estes valores estão listados na TABELA 2.15.

TABELA 2.15 – Distâncias, em µm, existentes entre os bronquíolos terminais e as várias ordens dos sistemas de dutos. BEREND et al. (1991).

	Ácino Esquerdo	Ácino Direito
Bifurcação do Bronquíolo terminal para o 1º sistema de dutos	410	430
1º para o 2º sistema de duto	870	630
2º para o 3º sistema de duto	730	Sobreposto
3º para o 4º sistema de duto	320	650

BEREND et al. (1991) relatam que a maioria das divisões era dicotômica, parecendo algumas serem tricotômicas e podendo chegar a quatro divisões do mesmo ramo. Entretanto, os autores concluem que a detecção visual de três ou mais divisões podem ser provocada por junções de divisões dicotômicas. Eles alertam que este erro também pode ter ocorrido nos trabalhos realizados por outros pesquisadores.

Em 1994, VERBEKEN et al., determinaram as características dos bronquíolos de 40 pulmões. Destes, 19 eram normais, 10 eram pulmões de pessoas idosas e 11 com enfisema. Os pulmões pesquisados foram injetados com 10% de

solução de formalina e fatiados com espessuras de 0,5 e 1,5 cm. Posteriormente, foram classificados como normais, envelhecidos ou com enfisema através de critérios morfológicos observados em um microscópio. A contagem e as medidas das vias terminais foram feitas em blocos de áreas próximas à superfície pleural com espessuras de 13 a 22 mm.

Utilizando dois pulmões normais, os autores determinaram 11.740 e 16.046 bronquíolos terminais e calcularam a média dos diâmetros em 0,74 mm. Eles compararam o número de bronquíolos terminais com os apresentados por MATSUBA & THURLBECK (1973)* apud VERBEKEN et al. (1994), cerca de 6.000 a 27.500, e concluem que os valores que encontraram são adequados Na TABELA 2.16, são mostrados os diâmetros e densidades dos bronquíolos terminais, bronquíolos de segunda e terceira ordem com cartilagem para: pulmões normais (grupo A); envelhecidos (grupo B) e com enfisema (grupo C).

TABELA 2.16 – Média dos diâmetros e densidades dos bronquíolos terminais e dos bronquíolos com cartilagem de segunda e terceira ordem. VERBEKEN et al. (1994).

	Grupo A	Grupo B	Grupo C
Bronquíolo Terminal			
Diâmetro	0,74 ± 0,10	0,78 ± 0,14	0,38 ± 0,07
Densidade	0,33 ± 0,06	0,28 ± 0,06	0,32 ± 0,05
Bronquíolo com Cartilagem			
Segunda ordem			
Diâmetro	0,83 ± 0,11	0,95 ± 0,17	0,56 ± 0,10
Densidade	0,21 ± 0,04	0,20 ± 0,04	0,18 ± 0,03
Bronquíolo com Cartilagem			
Terceira ordem			
Diâmetro	0,93 ± 0,13		0,69 ± 0,12
Densidade	0,12 ± 0,02		0,12 ± 0,02

* MATSUBA, K.; THURLBECK, W.M. (1973). Disease of the small airways in chronic bronchitis. *Am. Rev. Respir. Dis.*, v.107, p.552-58. Vozes apud VERBEKEN, E.K.; CAUBERGHS, M.; LAUVERYNS, J.M.; WOESTIJNE, K.P.V. (1994). Anatomy of membranous bronchioles in normal, senile, and emphysematous human lungs. *Journal of Applied Physiology*, v.77, n.4, p.1875-84.

2.5 – Modelos das Artérias e Veias Pulmonares

YAEGASHI & TAKAHASHI (1994), para determinar as dimensões das vias aéreas, utilizaram pulmões de 17 pacientes. Além dos pulmões selecionados para representar uniformemente a idade dos pacientes pesquisados, entre 10 e 78 anos, foram adicionados três com patologias pulmonares para observar se estas influenciam as dimensões das artérias pulmonares.

Todos os pulmões foram fixados através da infusão de 10% de solução de formaldeído. Após este processo, os autores extraíram dos lobos superiores e inferiores, pedaços que continham vias aéreas acompanhadas por artéria pulmonar. Para cada pulmão, os pedaços totalizados em aproximadamente 155 cm² foram injetados com parafina e fatiados com espessura de 3 µm. Através de análise por microscópio, as fatias foram magnificadas e projetadas em lâminas de papéis para que os contornos das vias aéreas e artérias fossem traçados. Os desenhos foram digitalizados e submetidos a um programa de computador para cálculo das medidas.

Os autores observaram que mais de 80% das artérias acompanham paralelamente os segmentos das vias aéreas e que, se o diâmetro de um ramo é correlacionado com o diâmetro da artéria que está paralela a este, as medidas das artérias podem ser adquiridas. Isto permite que se estabeleça até que nível as vias aéreas foram afetadas por alguma doença. A FIGURA 2.20 mostra a artéria que está paralela às vias aéreas.

FIGURA 2.20 – Segmentos das vias aéreas acompanhadas por uma artéria pulmonar.

YAEGASHI & TAKAHASHI (1994).

Na TABELA 2.17 são apresentados os resultados das medidas feitas nos humanos sem patologias onde: $D(br)$ indica o diâmetro das vias aéreas; $D(pa)$ indica diâmetros das artérias pulmonares; r – coeficiente de correlação entre $D(br)$ e $D(pa)$. t – 14 pacientes que foram classificados dentro de quatro grupos de idade: 10 a 19 anos, pesquisados três pacientes; 30 a 39 anos, pesquisados quatro pacientes; 50 a 59 anos, pesquisados três pacientes; 70 a 79 anos, pesquisados quatro pacientes.

TABELA 2.17 – Coeficiente de correlação entre $D(br)$ e $D(pa)$. YAEHASHI & TAKAHASHI (1994).

Paciente/Idade/Sexo	Amostras	r	D(br) mm	
			D(pa)=0,33 mm	D(pa)=1 mm
1/10/M	50	.92	0,45	1,44
2/12/M	46	.92	0,56	1,29
3/14/M	37	.93	0,56	1,51
4/27/M	14	.94	0,61	1,15
6/36/F	42	.93	0,64	1,62
7/37/F	40	.88	0,64	1,38
8/37/M	36	.77	0,52	1,26
9/46/F	24	.98	0,59	1,44
10/55/M	13	.85	0,47	1,20
11/55/M	50	.91	0,51	1,29
12/59/M	38	.93	0,44	1,29
13/68/M	48	.92	0,51	1,35
14/71/M	41	.94	0,51	1,45
15/71/M	44	.97	0,43	1,20
15/71/F	98	.84	0,56	1,26
16/75/M	36	.92	0,53	1,45
17/78/F	38	.94	0,47	1,29

Paciente/Idade/Sexo	Amostras	r	D(br) mm	
			D(pa)=0,33 mm	D(pa)=1 mm
.../10-19/...t	133	.91	0,53	1,41
.../30-39/...t	142	.93	0,61	1,46
.../50-59/...t	136	.93	0,49	1,29
.../70-79/...t	216	.91	0,52	1,32
Total (Dados combinados para 17 pacientes)	695	.92	0,54	1,38

Através da análise dos 695 casos de $D(br)$, que é o diâmetro do bronquíolo, e $D(pa)$, que é o diâmetro da artéria pulmonar, os autores determinaram que o coeficiente de correlação r é igual a 0,92 e estabeleceram a eq.(2.1) de regressão.

$$\log D(br) = 0,84 \log D(pa) + 0,62 \quad (2.1)$$

Os autores dizem que com esta equação é possível determinar a relação entre os diâmetros das vias aéreas e das artérias pulmonares. Por exemplo, o $D(pa)$ de uma artéria que acompanha um bronquíolo de 1,0 mm de $D(br)$, será de 0,68 mm.

2.6 – Variações Anatômicas

Em 1986, KAWAKAMI et al., pesquisaram as dimensões da traquéia e dos pulmões em 70 pares de gêmeos masculinos através de radiografias do tórax e testes de função pulmonar. Os gêmeos foram classificados pelo tipo sanguíneo, impressão digital e aparência física (sobancelha, forma do nariz e lóbulo da orelha). As radiografias eram feitas com distância foco-filme de 2 m, voltagem de 100 kVp e nas posições pósterio-anterior e lateral em pé com o pulmão cheio de ar. As medidas dos pulmões direito foram feitas tomando como referência uma linha que uniu dois pontos localizados na 4ª e 5ª vértebra torácica no meio do pulmão. Nesta linha, foram medidas as distâncias do ápice até a cisura horizontal e desta cisura até o diafragma. Nas radiografias laterais, a profundidade do tórax foi medida em relação à 11ª vértebra. A FIGURA 2.21 ilustra este método.

FIGURA 2.21 – Representação esquemática das medidas das radiografias do tórax.

KAWAKAMI et al. (1986).

O modelo de CHRISTIAN et al. (1974)* apud KAWAKAMI et al. (1986), foi utilizado para medir as variáveis funcionais e a influência genética nas radiografias. Os autores concluem que as dimensões do tórax, o diâmetro da traquéia e o tamanho dos lobos são afetados por fatores genéticos e que as vias aéreas e o parênquima crescem de forma desproporcional pré e pós-parto.

2.7 – Técnica para Identificação dos Ramos

Em 1983, MORTENSEN et al. propuseram um sistema numérico para identificação das vias aéreas. Neste sistema, o número de dígitos identifica a qual geração o ramo pertence em relação à traquéia, que é assumida como 1. Exemplo: o número de identificação para cada brônquio principal tem dois dígitos; um ramo localizado a quatro gerações abaixo da traquéia tem quatro dígitos; um código com 121-656-000 representa um ramo da nona geração. O segundo dígito representa o lado do pulmão ao qual os ramos pertencem. Quando o segundo dígito for o número 1, indica que os ramos pertencem ao lado direito do pulmão, enquanto que o dígito representado pelo número 2 indica o pulmão esquerdo. Então, o brônquio principal direito é assumido como 11 e os ramos que tenham seus dois primeiros dígitos com esse número são derivados dele. O brônquio principal esquerdo é representado pelo dígito 12 e funciona da mesma maneira que o lado direito. Os autores estabelecem

*CHRISTIAN, J.C.; KANG, K.W.; NORTON, J.A. (1974). Choice of estimate of genetic variance from twin data. *Am. J. Hum. Genet.*, v.26, p.154-61. Vozes apud KAWAKAMI, Y.; KUSAKA, H.; NISHIMURA, M.; ABE, S. (1986). Trachea and lung dimensions in nonsmoking twins: morphological and functional studies. *Journal of Applied Physiology*, v.61, n.2, p.495-99.

que todos os dígitos seguintes representam a distribuição anatômica dos ramos, ou seja:

- 0 – indica que o ramo continua em direção as vias terminais;
- 1 – indica que o ramo é distribuído superiormente;
- 2 – indica que o ramo é distribuído anteriormente;
- 3 – indica que o ramo é distribuído medialmente;
- 4 – indica que o ramo é distribuído lateralmente;
- 5 – indica que o ramo é distribuído posteriormente;
- 6 – indica que o ramo é distribuído inferiormente.

Para testar esta codificação, os autores utilizaram os pulmões de uma pessoa que foram preparados com silicone. A FIGURA 2.22 mostra a codificação efetuada para a traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares. A FIGURA 2.23 mostra a codificação de um ramo do brônquio lingual inferior.

FIGURA 2.22 – Codificação da traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares. MORTENSEN et al. (1983).

FIGURA 2.23 – Codificação de um ramo do brônquio lingular inferior.

MORTENSEN et al. (1983).

MORTENSEN et al. (1983) concluem que através da técnica proposta é possível codificar várias gerações de ramos existentes nos pulmões bem como a direção de cada um, o que as outras técnicas existentes na literatura não são capazes.

Capítulo 3

Descrição de diversos tipos de fantomas sintéticos e virtuais

3.1 – Fantomas Sintéticos

WHITE et al. (1977), desenvolveram materiais compostos de resinas para substituir os tecidos adiposos e os ossos em programas de controle de qualidade. A resina epóxi misturada com outros materiais reativos produz substâncias que podem ser rígidas ou flexíveis. Os autores utilizaram quatro tipos de resina epóxi com densidades específicas entre 1,02 e 1,15, conseqüentemente excedendo as propriedades de absorção. Para diminuir a densidade os autores usaram microesferas com baixas densidades.

Os autores desenvolveram outras formulações utilizando resinas para substituir mama, pulmão, músculo, tecido adiposo, pele e osso e concluíram que a resina epóxi além de possuir uma composição básica bem definida, permite representar diferentes tipos de tecidos. No entanto, como ela possui número atômico alto e nível de cloro variado, entre 0,5 e 2%, ela pode influenciar significativamente as imagens radiográficas dos tecidos substitutos.

PEARCE et al. (1978), desenvolveram um fantoma do tórax com simulação de doenças utilizando pulmões de cachorros pesando entre 20 e 30 kg. Os animais eram injetados com Heparina, sacrificados e o tórax aberto cuidadosamente para não causar danos nos pulmões. Os autores encheram os pulmões com ar, os vasos sanguíneos foram limpos com formalina e injetados com látex. A FIGURA 3.1

mostra o resultado do processo. A FIGURA 3.2 mostra os pulmões, o diafragma e o mediastino inseridos dentro de uma caixa torácica de formato humano. Os autores construíram o diafragma de borracha e o mediastino de argila. Para criar diversas condições e também representar as doenças, PEARCE et al. (1978) utilizaram materiais a base de uretano e tecidos equivalentes aos polímeros. Os autores concluem que através do fantoma proposto, é possível analisar condições normais e patológicas do tórax ajudando radiologistas e pesquisadores a entender e analisar as radiografias do tórax.

FIGURA 3.1 – Vasos pulmonares cheios com látex. PEARCE et al. (1978).

FIGURA 3.2 – Caixa torácica projetada para testes radiográficos. PEARCE et al. (1978).

Em 1982, FRY & SUMERLING desenvolveram fantasmas do tórax baseados nas dimensões encontradas na literatura e, através deles, mediram a transmissão de fótons com baixa energia. As dimensões em que os autores se basearam foram:

- espessura da parede torácica variando de 13 a 41 mm. Média de 25 mm;
- circunferência torácica variando de 0,84 a 1,21 metros. Média de 1 metro.

Para desenvolver o tórax os autores seguiram os seguintes critérios:

- o fantoma representa o tórax superior, da 7ª vértebra cervical a 2ª vértebra lombar, considerando um homem com circunferência torácica de 1 metro;
- os principais órgãos do tórax superior, pulmões, coração e fígado, devem ser representados adequadamente;
- todos os materiais usados na construção do fantoma devem ter espalhamento e propriedades de atenuação adequada.

Para modelar os músculos e dois pulmões, os autores utilizaram araldite, epóxi, polietileno carbonato de cálcio, óxido de alumínio e magnésio.

Os autores observaram que na emissão entre 17 keV e 20 keV, erros de 5% nos coeficientes dos materiais usados para simular as paredes do tórax, podem produzir erros de 10% em toda transmissão. Na emissão de 60 keV, os autores observaram erros de 3% na transmissão dos músculos com espessura de 25 mm e que os coeficientes de atenuação de massa para pulmão substituto são 10% menores do que os valores calculados para os pulmões reais. FRY & SUMERLING (1982) relatam que apesar dessas diferenças, todos os tecidos substitutos representam adequadamente a atenuação com 60 keV e concluem que o modelo proposto segue as características anatômicas do tórax.

Em WHITE et al. (1986), os autores propuseram algumas alterações nas composições dos tecidos substitutos relatados por WHITE et al. (1977).

Utilizando as densidades apresentadas por WHITE et al. (1977), os autores calcularam nos pulmões substitutos a interação dos fótons e elétrons no intervalo de 10 keV a 100 MeV. WHITE et al. (1986) concluem que os pulmões substitutos simulam adequadamente a interação de fótons com energia entre 10 keV – 100 MeV, conseqüentemente, os substitutos são adequados para uso em dosimetria e estudos de qualidade de imagens radiológicas.

SPITZ et al. (1994) além de apresentaram os coeficientes de atenuação como um indicador de semelhança entre pulmões simulados e reais, descreveram métodos para testar os coeficientes de atenuação dos pulmões fabricados na Universidade de Cincinnati (UC). Os fantasmas de pulmões da UC foram desenvolvidos utilizando os procedimentos originais apresentados no fantoma torácico *Livermore*, porém, alguns materiais foram substituídos por formulações químicas. Entretanto eles permanecem totalmente compatíveis com as formulações originais e exibem características radiológicas consistentes com as especificações do fantoma torácico *Livermore*. A TABELA 3.1 mostra a composição dos fantasmas da UC.

TABELA 3.1 – Composição dos materiais do fantoma do pulmão. Percentual por Peso. SPITZ et al. (1994).

Material	H	C	N	O	Ca	Mg	Sn
Polietileno	8,443	63,50	4,436	23,52	0	0,11	0
Carbonato de Cálcio	0	12,00	0	47,96	40,04	0	0
Estimulante	7,9	48,6	0,39	16,9	0	0	26,20

SPITZ et al. (1994) relatam que os coeficientes de atenuação de massa foram calculados através de um programa pessoal chamado *XCOM*. O erro estimado nos cálculos efetuados com baixa energia através deste programa ficou entre 5 e 10%. Para testar os fantasmas da UC, algumas regiões do centro dos pulmões foram fatiadas com espessuras iguais, medidas por um micrômetro e submetidas a uma energia média de 16,6 keV para cálculos das atenuações. Os autores concluem que através dos resultados obtidos, os pulmões substitutos desenvolvidos pela UC se encontram adequados e atendem aos critérios especificados para o fantoma torácico *Livermore*.

3.2 – Fantasmas Virtuais

Em 1984, HORSFIELD & THURLBECK desenvolveram um algoritmo para gerar árvores com divisões dicotômicas e aplicaram alguns parâmetros morfométricos obtidos de pulmões reais. O método proposto por HORSFIELD &

CUMMING (1968) foi seguido para determinar o número de ordem de cada ramo, o qual foi representado pela letra H . Os autores dizem que as ramificações simétricas são definidas em termos de ordem, ou seja, possuem ramos de mesma ordem enquanto que as assimétricas possuem ramos de ordens diferentes. O cálculo da assimetria entre os ramos filhos é definido por delta (δ).

Antes de uma árvore com aproximadamente 14 níveis ser desenhada em coordenadas tridimensionais, os autores calculam, para todos os níveis, os comprimentos, diâmetros e os ângulos das ramificações. Para que os novos ramos não permaneçam no mesmo plano, eles rotacionaram os ramos filhos em 90° . O valor de entrada para δ , que está entre 0 e 9, é escolhido aleatoriamente através de probabilidades pré-estabelecidas. Exemplo: 0,4 para $\delta = 2$; 0,3 para $\delta = 1$. Para cada valor de δ são estabelecidos dois ângulos de ramificação que correspondem ao maior e menor ramo. Exemplo: Quando $\delta = 1$, o menor ângulo é igual a 25° e o maior será igual a 35° . Depois que o valor do comprimento do tronco for estabelecido, os valores dos ramos serão determinados por:

- o ramo filho de maior comprimento é calculado por $L/Rl(H)$, onde L é o comprimento e $Rl(H)$ é o valor do comprimento do ramo pai segundo o número de ordem proposto por HORSFIELD & CUMMING (1968);
- o ramo filho de menor comprimento depende de δ e é calculado por $L/Rl(H)^x$, onde $x = \delta + 1$.

Os autores determinaram que os melhores valores encontrados foram de: 0,15 para $\delta = 0$ e $\delta = 1$; 0,3 para $\delta = 2$ e 0,4 para $\delta = 3$. A FIGURA 3.3 mostra alguns ramos simulados através da técnica apresentada.

FIGURA 3.3 – Ramos gerados com a técnica apresentada. Da FIGURA 3.3 (A) até a FIGURA 3.3 (C), $L/Rl(H)$ é igual a 0,935. De (D) a (F), Rl é igual a 0,95, 0,90 e 0,85.

HORSFIELD & THURLBECK (1984).

HORSFIELD & THURLBECK (1984), concluem que através da simulação computacional apresentada é possível gerar ramos parecidos com os de um pulmão real seguindo e respeitando os dados anatômicos.

NELSON & MANCHESTER (1988), propuseram um modelo computacional com técnicas fractais e aplicaram dados morfológicos. Os autores relatam que visando estabelecer as dimensões dos dutos pulmonares, encontraram muitas discrepâncias nos dados existentes na literatura. Eles resolveram confiar nos resultados publicados por RAABE et al. (1976)* apud NELSON & MANCHESTER (1988) para caracterização da sua simulação. Os ramos foram considerados assimétricos com 1,46 de fator de assimetria, divisões dicotômicas e na dimensão fractal, que representa a distribuição da estrutura em questão, foi utilizado o valor 3 para simular as vias aéreas pulmonares.

Para representar os pulmões com maior realidade, foram adicionadas bordas virtuais representando o tórax. Essas bordas foram definidas através de restrições aplicadas nas dimensões dos ramos. Por exemplo: do ramo final até o ramo inicial, o espaço é analisado e dividido dentro de pequenas regiões; os ângulos são determinados por um segmento que se divide ao meio para cada região definida; os

*RAABE, O.G.; YEH, H.C.; SCHUM, G.M.; PHALEN, R.F. (1976). *Tracheobronchial geometry human. Dog, hat, hamster*. Albuquerque, NM, Foundation for Medical Evaluation and Research. (Report LF-53). Vozes apud 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.

ângulos de ramificação foram determinados em 50° , forçando aqueles que ultrapassam este limite permanecerem em 50° . A FIGURA 3.4 mostra uma estrutura simulada pelo algoritmo com aplicação de dados anatômicos e das regras apresentadas anteriormente.

FIGURA 3.4 - Estrutura simulada pelo algoritmo com aplicação de dados anatômicos. NELSON & MANCHESTER (1988).

Os autores concluem que o algoritmo desenvolvido utilizando técnicas fractais, representa bem os dados morfométricos dos pulmões assim como a localização dos ramos.

MARTONEN et al. (1995), propuseram um modelo 3D das estruturas internas do pulmão para futuras pesquisas em imagens de SPECT, PET e de Câmera Gama. Eles relatam que o pulmão é uma rede de ramificação e que para descrever cada uma dessas vias de forma 3D, o algoritmo computacional deve seguir as medidas e a organização espacial do pulmão real. Os comprimentos e diâmetros apresentados por SOONG et al. (1979)* apud MARTONEN et al. (1995) e os ângulos apresentados por HORSFIELD & CUMMING (1967), foram os dados anatômicos seguidos para que a simulação se torne mais real. Os autores utilizaram bifurcação dicotômica e, para que as ramificações não ficassem no mesmo plano, rotacionaram os ramos filhos em 90° . Todas as medidas e coordenadas da árvore foram calculadas da primeira até a última geração para somente depois as linhas serem desenhadas em um plano x , y e z . Os autores determinaram que os diâmetros

*SOONG, T. T.; NICOLAIDES, P.; YU, C. P.; SOONG, S. C. (1979). A statistical description of the human tracheobronchial tree geometry. *Respiration Physiology*, v.37, p.161. Vozes apud MARTONEN, T.B.; YANG, Y.; HWANG, D.; FLEMING, J.S. (1995). Computer simulations of human lung structures for medical applications. *Comput. Biol. Med.*, v.25, n.5, p.431-46.

dos ramos são as espessuras que cada linha possui. O modelo computacional foi implementado e desenhado através de recursos existentes em uma estação gráfica modelo *Indigo R4000 Elan* o que provocou problemas por falta de memória para gerar grandes ramos e sucessivas gerações. MARTONEN et al. (1995) concluem que apesar de não ser simples desenvolver uma simulação computacional baseada em dados morfométricos em todas as gerações, o importante é apresentar a organização espacial das ramificações dentro dos pulmões. Segundo eles, este objetivo foi alcançado e com a vantagem de atribuírem cores para distinção dos ramos. Eles destacam ainda que, através da simulação proposta, além de representarem bem as estruturas do pulmão de pessoas adultas, com a atribuição de cores, as imagens podem ser utilizadas para interpretação de imagens obtidas em Câmera Gama Planar, SPECT, PET e futuramente para análise de protocolos usando medicamentos.

PARKER et al. (1997), propuseram um modelamento tridimensional da distribuição regional do fluxo sanguíneo e também como esse fluxo é afetado pelas diferentes geometrias vasculares. Eles utilizaram as dimensões de um pulmão de cachorro para comparações com os resultados obtidos através do modelo proposto. A árvore brônquica tridimensional foi simulada com 11 níveis, estrutura tridimensional simétrica, dicotômica e ângulos de rotação de 90° para que a estrutura não fosse plana. Em cada bifurcação, o fluxo dos ramos pais eram divididos entre os ramos filhos por uma fração y para o primeiro ramo e $1-y$ para o segundo ramo. Então, o fluxo para o primeiro caso foi determinado por (yF_0) e $(1-y)F_0$ para o segundo caso, onde F_0 , é o fluxo total. Os resultados destes cálculos bem como as coordenadas foram acumulados em uma matriz para análises estatísticas através de programas de computadores. Os modelos foram simulados com ângulos de bifurcação entre 65° e 85° , 90° de rotação e comprimento inicial do segmento estipulado em 5,6 cm. A FIGURA 3.5 compara a distribuição espacial dos pontos de um pulmão de cachorro com os pontos obtidos através do modelo.

Os autores observaram que a dispersão de fluxo sanguíneo entre 52 e 42% e as dimensões fractais entre 1,20 e 1,15 amostradas em 1 cm^3 , foram observadas em todos os ramos. PARKER et al. (1997), concluem que uma simulação tridimensional

simétrica com divisões dicotômicas até 11 gerações é suficiente para representar a heterogeneidade espacial e os gradientes de fluxo sanguíneo.

FIGURA 3.5 – Imagens tridimensionais da distribuição de pontos em 1 cm^3 para pulmão de cachorro (à esquerda) e ramos simulados com diferentes direções (à direita). PARKER et al. (1997).

Em 1997, KITAOKA & SUKI, propuseram um método para projetar a árvore brônquica humana. O processo de ramificação é estocástico e o diâmetro, representado pela letra d , de um ramo é determinado pelo seu valor de fluxo (Q). Os autores adotaram a relação entre diâmetro e fluxo da eq.(3.1).

$$Q = Cd^n \quad (3.1)$$

Onde:

- n é o expoente do diâmetro;
- C é uma constante que depende do órgão e do fluido em questão.

Devido à viscosidade do fluido que está incluída na constante C , estas regras poderiam ser aplicadas aos vasos sanguíneos e as vias aéreas contendo sangue e ar. Quando a mudança do volume de um duto durante o fluxo for desprezível, o Q antes da ramificação, Q_0 , é igual à soma dos Q dos dois ramos filhos (Q_1 e Q_2 ; $Q_1 \geq Q_2$), eq.(3.2).

$$Q_0 = Q_1 + Q_2 \quad (3.2)$$

Os autores definiram o valor de divisão de fluxo, r , como o valor de Q do ramo pai pelo ramo filho, eq.(3.3).

$$r = Q_2 / Q_0 \quad (3.3)$$

Onde: $0 < r \leq 0,5$

Então, Q_1 / Q_0 é sempre igual a $1 - r$, sendo r uma variável aleatória e responsável pelo grau de assimetria dos ramos. Se r for igual 0,5, todos os ramos serão simétricos. No pulmão, por se tratar de ramos com estruturas finitas, é preciso determinar um limiar, chamado de Q_c , que determina a fração máxima do fluxo total que pode ser distribuída para um bronquíolo terminal. Neste trabalho, os autores usaram uma distribuição uniforme de r . Por exemplo: quando Q_c é igual a 0,00006 e r é distribuído uniformemente entre 0,2 e 0,5, a distribuição de ramos terminais é aproximadamente normal, com média de 15,9 e desvio padrão de $\pm 2,0$. O próximo passo foi determinar o diâmetro, d , usando a regra do expoente do diâmetro. Combinando a eq.(3.1) e a eq.(3.2) os autores determinaram o relacionamento entre os diâmetros numa bifurcação através da eq.(3.4).

$$d_0^n = d_1^n + d_2^n \quad (3.4)$$

Onde:

- d_0 é o diâmetro do ramo pai;
- d_1 e d_2 são os diâmetros dos ramos filhos;

O valor de n é determinado por alguns autores para ser 2.4 para artéria pulmonar e de 2.4 a 2.9 para dutos de ar. Através de análises de dados morfométricos, KITAOKA & SUKI (1997) determinaram que o valor de n deve ser 2.8 nas vias aéreas dos mamíferos. Nesta pesquisa, gerando uma árvore onde todos os Q dos ramos foram determinados, iniciando da traquéia, os autores calcularam os diâmetros aplicando a eq.(3.5) e eq.(3.6).

$$d_1 = d_0 (Q_1 / Q_0)^{1/n} \quad (3.5)$$

$$d_2 = d_0 (Q_2 / Q_0)^{1/n} \quad (3.6)$$

Onde: n se tornou uma variável randômica > 0 .

Através de dez árvores geradas com o mesmo Q_c e a mesma escala de r , não foi observado árvores idênticas, porém, eles possuíam as mesmas características estatísticas. A média de ramos terminais gerados foi de 26.431 com desvio padrão de ± 19 . Os autores concluem que através das fórmulas apresentadas é possível calcular árvores brônquicas próximas aos dados anatômicos reais e também estabelecer a distribuição de várias medidas relatadas nos pulmões.

KITAOKA et al. (1999) propuseram um modelo 3D da árvore brônquica humana gerada por um algoritmo determinístico. A geração das dimensões e direções dos ramos filhos são determinadas pelas propriedades dos ramos pais e pelas regiões que são ventilados por eles. Em relação ao pulmão, WEIBEL (1963)* apud KITAOKA et al. (1999) e HORSFIELD et al. (1971) propuseram um modelo estrutural de dutos que inclui as dimensões e as conectividades, porém, esses modelos não fornecem informações sobre a organização espacial das estruturas, portanto são limitados no modelamento das funções do pulmão em uma única dimensão. GILLIS & LUTCHEN (1999)* apud KITAOKA et al. (1999) examinaram a influência da constrição dos brônquios na distribuição de ventilação e segundo KITAOKA et al. (1999), se este modelo das vias aéreas fosse organizado em 3D, poderia prognosticar imagens de ventilação de pacientes asmáticos com grande impacto clínico. GLENNY & ROBERTSON (1995)* apud KITAOKA et al. (1999) e PARKER et al. (1997) propuseram modelos 3D do sistema arterial pulmonar que forneçam informações funcionais, mas, por possuírem estruturas simétricas, são limitados quando comparados com os pulmões reais.

*WEIBEL, E. R. (1963). *Morphometry of the human lung*. New York Academic. 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.

*GILLIS, H. L.; LUTCHEN, K. R. (1999). How heterogeneous bronchoconstriction affects ventilation distribution in human lungs: a morphometric model. *Ann. Biomed. Eng.*, v.27, p.1-13. 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.

*GLENNY, R. B.; ROBERTSON, H. T. (1995). A computer simulation of pulmonary perfusion in three dimensions. *Journal of Applied Physiology*, v.79, p.357-69. 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.

KITAOKA et al. (1999), propuseram um modelo 3D de ramificação de dutos baseado em dois princípios. O primeiro é que a quantidade de passagem de fluido através do ramo é proporcional ao volume da região. Através disto, é possível relacionar o fluxo do fluido através do ramo à organização espacial dos brônquios. Na divisão do volume de uma região pai para a região filha e a divisão do valor de fluxo nos brônquios pais para brônquios filhos, será proporcional em cada bifurcação. O segundo princípio diz que os bronquíolos terminais da árvore são homogeneamente organizados dentro do órgão e representam as vias aéreas humanas. Neste modelo, os ácinos pulmonares são representados através das estruturas terminais do modelo.

Para construir um algoritmo de geração de ramos em 3D, os autores estabeleceram uma relação entre o fluxo, dimensão e direção. Quando o fluxo é conservado antes e depois da ramificação, é feito o relacionamento do diâmetro dos ramos pais d_0 aos diâmetros dos ramos filhos d_1 e d_2 . A eq.(3.4) de KITAOKA & SUKI (1997) demonstra esta relação.

O valor de divisão de fluxo r foi definido para que os ramos filhos recebam menos fluxo que os ramos pais. Com isto, o diâmetro d_1 e d_2 dos dois brônquios filhos podem ser expressos na eq.(3.7) e eq.(3.8), em termos de d_0 e r .

$$d_1 = d_0 r^{1/n} \quad (3.7)$$

$$d_2 = d_0 (1 - r)^{1/n} \quad (3.8)$$

Onde foi estabelecido que $0 < r \leq 0.5$; $d_1 \leq d_2$ e $n = 2.8$.

Para relacionar ângulo de ramificação e diâmetros, KAMIYA et al. (1992)* apud KITAOKA et al. (1999), definiu a eq.(3.9).

$$d_0^2 / \sin(\theta_1 + \theta_2) = d_1^2 / \sin \theta_1 = d_2^2 / \sin \theta_2 \quad (3.9)$$

*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. 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.

Combinando a eq.(3.7), eq.(3.8) e eq.(3.9), os ângulos são relacionados ao valor de fluxo de divisão e ao expoente do diâmetro conforme mostrado na eq.(3.10) e eq.(3.11).

$$\cos\theta_1 = \left[1 + r^{4/n} - (1-r)^{4/n} \right] / 2r^{2/n} \quad (3.10)$$

$$\cos\theta_2 = \left[1 + (1-r)^{4/n} - r^{4/n} \right] / 2(1-r)^{2/n} \quad (3.11)$$

UYLINGS (1977)* apud KITAOKA et al. (1999) relatou que o valor de n depende da condição do fluxo e do tipo em questão. Para representar as vias aéreas pulmonares, KITAOKA et al. (1999) utilizaram n igual a 2.8, KAMIYA et al. (1974)* apud KITAOKA et al. (1999) utilizaram n igual a 3. Já GROAT (1948)* apud KITAOKA et al. (1999) adotam n igual a 2.6 para representar a distribuição das artérias pulmonares.

Examinando os dados de RAABE et al. (1976)* apud KITAOKA et al. (1999), os autores encontraram que a relação entre comprimento e diâmetro é mostrada por uma Gaussiana com distribuição média de 2.8 e desvio padrão de ± 1.0 . Para gerar a árvore através da simulação computacional os autores estabeleceram nove regras básicas e 4 regras complementares.

1. a ramificação é dicotômica;

*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. 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.

*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. 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.

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.

*RAABE, O.G.; YEH, H.C.; SCHUM, G.M.; PHALEN, R.F. (1976). *Tracheobronchial geometry human. Dog, hat, hamster*. Albuquerque, NM, Foundation for Medical Evaluation and Research. (Report LF-53). 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.

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 através dos ramos pais é conservado depois da ramificação;
4. a região ventilada pelo ramo pai é dividida em duas regiões filhas por um plano que é chamado de “espaço de divisão plana”. Este espaço é perpendicular ao plano de ramificação e segue a borda da região pai. Existe a regra complementar (4a) para correção do espaço de divisão;
5. o valor de divisão de fluxo r é ajustado para ser igual ao valor de divisão do volume;
6. os diâmetros e os ângulos dos ramos filhos são determinados substituindo r da regra 5 dentro da eq.(3.7), eq.(3.8), eq.(3.10) e eq.(3.11). A regra (6a) é para corrigir o ângulo de ramificação de acordo com a forma da região filha;
7. o valor do comprimento de cada ramo filho é determinado para ser 3 vezes maior que o seu diâmetro. A regra complementar (7a) é para correção do comprimento de acordo com a forma da região;
8. para ramificação que continua em uma dada direção, o ramo filho se torna um novo ramo pai e o plano de ramificação associado é determinado perpendicularmente ao plano de ramificação do velho ramo pai. O ângulo entre as duas ramificações planas sucessivas é chamado de ângulo de rotação da ramificação plana. A regra complementar (8a) é para corrigir o ângulo de rotação de acordo com a forma da região;
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.

Nas regras 1 e 2 nenhuma observação feita em pulmões reais nega estas afirmações. A regra 3 está baseada na suposição de que durante o fluxo inspiratório, o aumento do volume nos ramos é insignificante comparado com o aumento do volume dos alvéolos. A regra 4 representa um esquema de espaço de divisão muito simples, porém, se necessário este espaço é corrigido de acordo com a regra (4a). A regra 5 é a consequência natural da principal função da estrutura de ramificação, ou seja, ventilar os ácinos com fluído. A regra 6 expressa a relação entre valor de fluxo e diâmetro e a relação entre valor de fluxo e ângulo de ramificação. Na regra 7 é

determinada a relação entre comprimento e diâmetro baseada em observações dos dados morfométricos. A regra 8 determina a condição para a próxima ramificação. Não há relatos de ângulos de rotação, entretanto, observações feitas nos valores das vias aéreas, sugerem que o ângulo de rotação do plano de ramificação é próximo ao ângulo reto. A escolha de 90° para ângulo de rotação é vantajosa quando a forma inicial do volume não é irregular. Por último, a regra 9 diz que é necessário assumir uma correspondência de *um para um* entre um ramo e a região suprida, entretanto, um ramo não deve deixar a região que pertence.

Há quatro regras complementares que são estabelecidas para realizar um espaço de divisão mais isotrópico. Sem as regras complementares a forma de uma região suprida por um simples ramo pode se tornar extremamente longa ou plana, a qual, não se observa em pulmão real. As regras são:

- Regra (4a) - cria um espaço de divisão mais isotrópico que a regra 4. Uma vez que os dois ângulos de ramificação são calculados na regra 6, eles são examinados pelas seguintes condições: se os dois ângulos de ramificação satisfazem a relação $[\theta_1 - \theta_2] < 10^\circ$ não há mudança no ângulo. Por outro lado, se $[\theta_1 - \theta_2] \geq 10^\circ$, a divisão da região pai dentro da região filha, o valor de divisão de fluxo r , o diâmetro e ângulo de ambos ramos filhos não serão adequados. As regras básicas 5 e 6 podem ser reaplicadas para obterem novos diâmetros e ângulos de ramificação dos ramos filhos. Normalmente, em certas ramificações a regra (4a) é executada somente uma vez;
- Regra (6a) - de acordo com a eq.(3.10) e eq.(3.11), o ângulo máximo de ramificação é 90° . Quando o menor ramo filho servir uma pequena região, r terá um pequeno valor. Por exemplo: para $r = 0,01$, o menor ângulo é 78° e 80° com $n = 2.8$ e 3 , respectivamente. Então, a eq.(3.10) e eq.(3.11) diz que praticamente todos os ângulos das ramificações serão menores que 80° , porém, é aceitável ramos com ângulos de 90° , chamados de monópodes. Neste caso, pelo fato da regra 6 não proporcionar nenhuma mudança, os autores aplicaram a regra (6a) para corrigir os ângulos dessas ramificações;

- Regra (7a) - a relação dos valores entre comprimento e diâmetro normalmente é ajustada para 3, porém, é possível que os ramos se estendam além das regiões dos ramos pais ou terminem próximos a borda. Para que isto não aconteça, foi definida uma distância do ramo até a borda ajustada pela relação de 3 até 6 vezes maior que o comprimento do ramo. Então, a regra (7a) especifica que a relação entre o comprimento e diâmetro ajustada anteriormente para 3, seja incrementada ou decrementada em passos de 0,25 até que a distância do ramo até a borda alcance um limite especificado pelo autor;
- Regra (8a) - está ligada ao ângulo de rotação que foi determinado como 90° , entretanto, quando o valor do volume de divisão é pequeno, o ramo filho gerado também será pequeno. Para que estes ramos sejam representados, quando o valor do volume de divisão para ângulo de rotação de 90° for menor que o limiar especificado, o ângulo de rotação é incrementado ou decrementado em passos de 9° até que o volume de divisão exceda este limiar.

A FIGURA 3.6 mostra uma estrutura gerada sem as regras complementares.

FIGURA 3.6 - Imagem gerada sem as regras complementares. KITAOKA et al. (1999).

Cada ramo possui posições de origem, valor de fluxo, plano de ramificação, vetor de direção e posições dos planos que definem as bordas das regiões ventiladas pelos ramos. Antes dos ramos serem desenhados é verificado se a posição já

armazena algum tipo de ramo, caso tenha, essas posições são descartadas das possíveis posições onde novos ramos podem se propagar. 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;
- valor do comprimento em relação ao diâmetro;
- valor do ângulo de rotação;
- valor do limiar da divisão do volume;

Para gerar as vias aéreas, são determinadas duas condições iniciais: a primeira é que o volume é uma simples superfície totalmente usada para testar a influência da variação dos parâmetros na estrutura final. A superfície é obtida pela eq.(3.12).

$$z = 2.15^{-3} \{ [x^2 + (1.5y)^2]^2 \} (0 \leq z \leq 30) \quad (3.12)$$

Onde:

- x e y direções que especificam o plano horizontal;
- z é paralelo à traquéia.

A traquéia é um cilindro com origem no topo do contorno e o primeiro ponto de ramificação é especificado para ser $\frac{1}{4}$ do comprimento do contorno ao longo de z ; a segunda condição é dada para estabelecer as formas que representam os pulmões. O tórax é modelado com um elipsóide parabólico, as vértebras torácicas com uma superfície curva, o diafragma como um elipsóide parabólico, o coração como um elipsóide, a aorta descendente como um cilindro e todas as outras partes do mediastino são representadas como uma simples superfície plana.

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 desvio padrão de 0,06 mm. A média dos ramos gerados foi 17,6 e desvio padrão de $\pm 3,4$, com um valor mínimo de 8 e um valor 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 isto 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 & AMPAYA (1975). A FIGURA 3.7 ilustra o modelo simulado.

KITAOKA et al. (1999) relatam que este algoritmo não está habilitado para simular estruturas com valores randômicos, conseqüentemente, não representaria variações de indivíduos para indivíduos. 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 que os existentes nos pulmões. Os autores concluem que apesar de algumas desvantagens, a simulação proposta através de um algoritmo determinístico representou bem as estruturas pulmonares. O algoritmo pode ser aplicado para gerar ramos para análise através de Tomografia Computadorizada e para testar vários algoritmos de reconstrução.

FIGURA 3.7 - Imagens obtidas com a aplicação de todas as regras e com os melhores parâmetros encontrados pelos autores. A imagem (B) representa uma visão lateral esquerda e a imagem (A) representa uma visão anterior. KITAOKA et al. (1999).

Em 2000, KITAOKA et al., propuseram um modelo tridimensional dos ácinos pulmonares através de um algoritmo labiríntico que respeitasse os dados morfométricos. A idéia básica do algoritmo é construir um labirinto tridimensional

que comece por uma entrada, passa por todos os pontos somente uma vez e inclua as ramificações. Depois da construção do labirinto, os alvéolos são adicionados na sua parede interna. Para respeitar a eficiência do transporte de ar, o algoritmo foi projetado para que os caminhos até os alvéolos fossem os menores possíveis.

Os autores iniciam com a hipótese que o total de ácinos pode ser aproximado por um grupo de células cúbicas e que o caminho das estruturas internas dos ácinos pode ser uma sequência de células cúbicas. As células foram fixadas com tamanho de 0,5 mm e 0,1 mm de espessura. Foram adicionadas estruturas alveolares dentro das paredes em intervalos de 0,25 mm. Estes dados são razoáveis comparados com os diâmetros dos dutos e dos sacos alveolares que possuem aproximadamente 0,5 mm e 0,3 mm. O algoritmo é aplicado para representar as estruturas internas dos ácinos, as quais, possuem forma de retângulos segundo dados pesquisados. O ponto de partida do algoritmo foi determinado para ser um canto na extremidade do retângulo. Quando as células têm múltiplas direções a serem seguidas, uma única direção é estabelecida por um processo randômico. Por este fator, através deste algoritmo é possível gerar diferentes labirintos, porém, para respeitar a relação espacial entre o ponto inicial e o centro das estruturas internas dos ácinos, são determinadas prioridades a serem seguidas.

Existe uma relação importante entre o número de paredes internas e o número de células. Uma célula ao longo de uma ramificação possui quatro paredes, enquanto que, células dicotômicas e tricotômicas têm três e duas paredes. Devido aos alvéolos serem adicionados nas paredes ao longo do caminho, o número destes e a sua superfície total por unidade de volume são constantes. Através da simulação proposta os autores conseguiram:

- volume médio dos ácinos com 212 mm^3 . Corresponde a um cubo com lados de 6 mm;
- 8 alvéolos por célula;
- área da superfície de um alvéolo com $0,255 \text{ mm}^2$;
- área total da superfície alveolar por célula simulado foi de $2,04 \text{ mm}^2$;
- por causa do volume de uma célula ser de $0,125 \text{ mm}^3$, o número e a área total da superfície alveolar por unidade de volume do parênquima pulmonar foram calculados em $64/\text{mm}^3$ e $16,3 \text{ mm}^2/\text{mm}^3$.

A FIGURA 3.8 mostra as estruturas internas simuladas e a FIGURA 3.9 mostra os ácinos simulados.

FIGURA 3.8 – 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. KITAOKA et al. (2000).

FIGURA 3.9 – 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 os caminhos existentes dentro dos ácinos. KITAOKA et al. (2000).

Na TABELA 3.2 são mostrados os dados morfométricos obtidos através das imagens simuladas apresentadas na FIGURA 3.9.

TABELA 3.2 – Valores dos ácinos calculados com desvio padrão de ± 6 . KITAOKA et al. (2000).

Modelo	Volume (mm ³)	Dutos alveolares	Sacos alveolares	Alvéolos	Área da superfície da parede alveolar (mm ²)
A	256	398	463	17,43 10 ³	4,533 10 ³
B	176	272	298	11,33 10 ³	2,933 10 ³
C	167	253	290	10,73 10 ³	2,773 10 ³

KITAOKA et al. (2000), relatam que a simulação proposta é limitada devido à geometria das estruturas internas dos ácinos não ser real. Outra limitação é que os ácinos são todos congruentes, porém, os autores consideram que este fator não altera o tamanho dos alvéolos e concluem que o modelo proposto representa bem as estruturas dos ácinos podendo ser utilizado para estudos das doenças pulmonares.

3.3 – Simulação de Imagens

MCLEAN (1993) relata que como as imagens do tórax não são sempre de boa qualidade, os radiologistas podem fornecer diagnósticos errados. Portanto, o autor apresentou uma simulação computacional para melhorar o contraste das radiografias. A técnica proposta simula todas as condições do tubo de raios X bem como grades, telas intensificadoras e todos os parâmetros relevantes. A simulação tem como objetivo mostrar o contraste na área mediastinal e pulmonar em função da kVp e do espalhamento. A simulação foi dividida em quatro módulos. No primeiro, o espectro está simulado utilizando dados de BIRCH & MARSHALL (1979)* apud MCLEAN (1993). O segundo módulo, recebe o espectro do tubo e emite quatro arquivos contendo os espectros calculados dos fótons primários e secundários para regiões do mediastino e do pulmão. O terceiro bloco simula o efeito de uma grade colocada após o tórax. O último módulo recebe os quatro espectros e calcula a energia

*BIRCH, R.; MARSHALL, M. (1979). Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge (Li) detector. *Physical Med. Biology*, v.24, n.3, p.505-17. Vozes Apud MACLEAN, D. (1993). Computer model to optimise contrast in chest radiography. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, v.16, n.4, p.179-185.

absorvida no filme. O autor considerou três regiões do tórax, cujas características foram extraídas de fatias feitas na altura do coração por meio de Tomografia Computadorizada. A TABELA 3.3 mostra as estruturas obtidas.

TABELA 3.3 – Características das estruturas obtidas por Tomografia Computadorizada. MCLEAN (1993).

Anatomia do Tórax	
Pulmão	185mm pulmão + 45mm de tecido liso
Retrocardíaco	70mm pulmão + 165mm de tecido liso
Mediastinal	5mm pulmão + 121mm de tecido liso + 22mm da parte mais externa do osso + 57mm da parte mais interna do osso

A água foi adotada pelos autores como radiograficamente equivalente ao tecido liso e a atenuação do pulmão foi derivada do coeficiente de atenuação da água usando uma densidade de 0,26. A composição básica das densidades internas e externas do osso é dada por WHITE et al. (1977) e os coeficientes de atenuação de massa foram apresentados por VEIGELE (1973)* apud MCLEAN (1993). O espectro de saída foi calculado analiticamente por um programa de computador. Os dados foram interpolados para a espessura do material, permitindo assim, calcular o espectro de energia espalhada. Os valores de espalhamento primário são mostrados na TABELA 3.4.

TABELA 3.4 - Valores de espalhamento primário no Tórax. b – dados medidos usando tela *Hi-Plus*. MCLEAN (1993).

	60 kVp	90 kVp	120 kVp
Mediastino	9,9 ^b (9,0)	10,1 (9,15)	10,12 (8,56)
Retrocardíaco	3,76 (3,65)	4,0 (3,56)	4,25 (3,59)
Pulmão	0,93 (0,89)	1,11(1,00)	1,22 (1,05)

*VEIGELE, W.J. (1973). Photon cross sections from 0.1 KeV to MeV for elements Z=1 to Z=94. *Atomic Data*, v.5, n.1, p.51. Vozes Apud MACLEAN, D. (1993). Computer model to optimise contrast in chest radiography. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, v.16, n.4, p.179-185.

O autor simulou 14 grades com frequências de 33, 40 e 57 linhas por centímetro e com uma relação na grade alcançando 6:1 a 16:1 para 60, 90 e 120 kVp. Ele simulou também, telas intensificadoras do tipo *Hi-Plus* que usa uma composição de cálcio e tungstênio, *Lanex Regular* e a *Ektascan*. O autor calcula as intensidades do espectro de saída da região do mediastino e do pulmão para espalhamento primário e espalhamento de fótons antes da grade. O fóton de saída do mediastino que é direcionado pelo espalhamento é bem menor que o existente nos pulmões. O autor relata que as grades reduzem os fótons primários e secundários em 30% e que, com a remoção do espalhamento mediastinal através das grades, o valor de intensidade dos fótons entre o pulmão e o mediastino cresce em proporção maior.

MCLEAN (1993) observou que os resultados das radiografias simuladas sugerem que o contraste máximo no mediastino é alcançado usando técnicas com alta kVp e com grades de alto valor. Se a máxima densidade ótica lida de um pulmão é 2 unidades, e está é aceita como uma densidade boa para diagnóstico, a latitude utilizável do filme varia de 0,5 a 0,8 log em relação a unidades de exposição, dependendo da emulsão do filme e também das condições de processamento. O autor concluiu que o espalhamento é a maior razão pela degradação do contraste na região do mediastino.

OLIVEIRA et al. (2000) relatam que é possível produzir imagens simuladas de mama para avaliar em função de cada fator, a nitidez das imagens e o desempenho da detecção por processamento. Os autores simularam a imagem calculando a interação dos raios X com os materiais que estão no seu caminho até o último que é o filme e concluem que a simulação das estruturas anatômicas e das imagens radiológicas teve bom resultado já que, todas as variações possíveis tanto para estruturas anatômicas quanto para um sistema radiológico puderam ser simuladas. Eles relatam que além da kVp, do conjunto corrente/tempo, dos tipos de tecidos e espessuras de filtros serem controlados com bastante precisão, eles puderam simular com êxito condições extremas como superexposição ou subexposição. O mesmo se deu para o modelo das estruturas onde foi possível contemplar as variações anatômicas e a distribuição dos tecidos, inclusive à mudança das proporções entre

eles. Desse modo, os autores dizem que foi possível controlar os parâmetros que melhoraram o diagnóstico seja ele visual ou automatizado.

Capítulo 4

Metodologia

4.1 - O Modelo

4.1.1 - Considerações sobre os Modelos Morfométricos

Para o desenvolvimento do fantoma computacional precisamos conhecer as medidas e a configuração das estruturas anatômicas, para tanto analisamos os modelos morfológicos apresentados na literatura e que resumimos no capítulo 2. Porém, verificamos que o assunto é complexo, não sendo possível adotar valores de diâmetros, ângulos, comprimentos dos ramos e tipos de divisões das estruturas pulmonares de apenas um dos modelos apresentados. De fato, esses modelos foram influenciados por vários fatores como a variação das estruturas de indivíduo para indivíduo, as diferentes técnicas empregadas para obter as medidas externas e internas dos pulmões e o manuseio dos órgãos pesquisados. Quando alguns pesquisadores como HORSFIELD & CUMMING (1968); HORSFIELD et al. (1971); LUI et al. (1973) e BLEUER & WEIBEL (1988) encheram seus modelos com substâncias, possivelmente eles alteraram as medidas reais dos órgãos já que com isto os ramos sofreram dilatações. Um outro fator está ligado aos tipos e densidades dos materiais injetados, ou seja, os materiais com densidades mais altas, não alcançam os ramos terminais e suas dimensões não podem ser medidas. Para solucionar este problema, BLEUER & WEIBEL (1988) empregaram pressão maior e solução menos densa, porém, isto pode fazer com que ramos das vias terminais se rompam provocando alterações nas medidas sem que os pesquisadores percebam.

Um outro tipo de problema pode surgir como o apresentado pelos modelos de GAMSU et al. (1971); BEREND et al. (1991) e VERBEKEN et al. (1994), onde os autores determinaram as dimensões dos ramos observando fatias de blocos pulmonares em várias espessuras. Entretanto, independentemente da técnica utilizada, quando blocos são fatiados, muitos ramos se quebram ou são despedaçados. Alguns autores não relatam isto e, os que o fazem, optam para reagrupar estes ramos através do seu valor médio. Este processo pode trazer inúmeros problemas. Por exemplo, os ramos podem ser reagrupados em níveis diferentes dos quais realmente pertenciam ou não são reconstituídos por estarem totalmente destruídos, conseqüentemente, ocorrerá alteração no valor total de ramos existentes no pulmão, as estruturas das fatias estarão incompletas e com deformidades provocando alterações na análise.

Alguns autores como KAWAKAMI et al. (1986) e YAEGASHI & TAKAHASHI (1994) que efetuaram medidas através de radiografias e digitalização das imagens, não levaram em consideração, ou pelo menos não relataram, as influências dos equipamentos e do processo de revelação em seus resultados. HANSEN et al. (1975) e HANSEN & AMPAYA (1975), utilizaram técnicas de magnificação para depois medirem os ramos, conseqüentemente, isto pode comprometer as informações devido às várias etapas de transformação as quais os modelos foram submetidos até que fossem efetuadas as medidas. Por último, a interpretação dos pesquisadores é um outro fator que deve ser considerada e que também pode influenciar os resultados. Isto é confirmado por BEREND et al. (1991) que relataram que a detecção visual de ramificações acima de duas divisões pode ser uma interpretação equivocada da junção de divisões dicotômicas.

Para que os pulmões sejam simulados adequadamente suas estruturas devem ser representadas através de formas geométricas e valores encontrados nos pulmões reais, porém, GAMSU et al. (1971); LUI et al. (1973); HANSEN et al. (1975); HANSEN & AMPAYA (1975) e SCHREIDER & RAABE (1981) apresentam resultados diferentes para uma mesma estrutura.

4.1.2 - Considerações sobre Técnicas de Numeração de Ramos

Analizando os números de identificação dos segmentos pulmonares propostos por MORTENSEN et al. (1983) e por HORSFIELD et al. (1971), concluímos que a técnica dos primeiros é melhor por permitir identificar os ramos e saber quais são suas direções dentro dos pulmões.

4.1.3 - Determinação do Modelo

Para definir a distribuição espacial da árvore brônquica, utilizamos os trabalhos de DALLEONE (1987) e WOLF-HEIDEGGER (1996), que mostram com clareza as divisões dos brônquios principais, lobares e segmentares.

Para determinar os diâmetros, comprimentos e ângulos dos ramos, utilizamos o modelo de HORSFIELD et al. (1971), apesar dele apresentar problemas como os descritos no tópico 4.1.1.

Na literatura pesquisada apenas HORSFIELD & CUMMING (1968); HORSFIELD et al. (1971) e GANONG (1989) fornecem o número de divisões da traquéia até os brônquios terminais, mas este valor está sujeito às variações anatômicas de indivíduo para indivíduo. Portanto, adotamos o valor encontrado por HORSFIELD & CUMMING (1968) que é mais abrangente, concluímos, portanto, que ele representa melhor as variações anatômicas.

4.1.4 - Determinação dos Parâmetros

Para calcular os diâmetros e os ângulos dos ramos nas ramificações, utilizamos as equações propostas por KITAOKA et al. (1999). Essas equações determinam as dimensões e direções das vias aéreas pulmonares quantificando a distribuição de fluido pelas estruturas com proporções compatíveis com os volumes das regiões que ventitam, conseqüentemente, relacionam o fluxo de fluido pelo ramo à sua organização espacial. Na eq.(4.1) e eq.(4.2) a proporção de fluido é conservada

antes e depois da divisão de um ramo e com isto, os diâmetros dos ramos pais, d_0 , são relacionados aos diâmetros dos ramos filhos, d_1 e d_2 .

$$d_1 = d_0 r^{1/n} \quad (4.1)$$

$$d_2 = d_0 (1-r)^{1/n} \quad (4.2)$$

Onde:

d_0 – diâmetro do ramo pai;

d_1 e d_2 – diâmetro dos ramos filhos;

r – valor de divisão de fluxo;

n – expoente do diâmetro.

O valor de divisão de fluxo r é determinado aleatoriamente entre 0 e 0,5 para que os ramos filhos recebam menos fluxo que os ramos pais. Já 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)* apud KITAOKA et al. (1999) e NELSON & MANCHESTER (1988) calcularam em seus modelos que as vias aéreas são representadas mais adequadamente quando n é igual a 3. No algoritmo que desenvolvemos, seguindo a observação feita por KAMIYA et al. (1974) apud KITAOKA et al. (1999) e NELSON & MACHESTER (1988) utilizamos n igual a 3.

Para determinar os ângulos, utilizamos a eq.(4.3) e a eq.(4.4). Essas equações relacionam os ângulos ao valor de fluxo de divisão e ao expoente do diâmetro.

$$\cos \theta_1 = \left[1 + r^{4/n} - (1-r)^{4/n} \right] / 2 r^{2/n} \quad (4.3)$$

$$\cos \theta_2 = \left[1 + (1-r)^{4/n} - r^{4/n} \right] / 2 (1-r)^{2/n} \quad (4.4)$$

Onde:

$\cos \theta_1$ – ângulo do ramo filho 1;

*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. 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.

$\cos \theta_2$ – ângulo do ramo filho 2;

r – valor de divisão de fluxo;

n – expoente do diâmetro.

Segundo KITAOKA et al. (1999), vários autores relatam que existe uma relação entre as dimensões dos comprimentos e dos diâmetros. Portanto, determinamos os comprimentos dos ramos pais e dos ramos filhos através de uma proporção destes em relação aos diâmetros, ou seja, para cada ramo, multiplicamos o valor da proporção informado pelo usuário pelo seu diâmetro. Portanto, no algoritmo que desenvolvemos, os comprimentos das estruturas para vários níveis de ramificação de cada brônquio segmentar estão diretamente relacionados aos diâmetros. Estabelecemos nos modelos que simulamos com ramificações que os comprimentos dos ramos devem ter 3 vezes os valores dos diâmetros. Determinamos este valor utilizando a média dos diâmetros, TABELA 2.8 do capítulo 2, e dos comprimentos dos ramos, TABELA 2.9 do capítulo 2, para vários níveis de ramificações apresentados por HORSFIELD et al. (1971). Utilizando esses valores, dividimos os comprimentos pelos diâmetros dos ramos de cada nível, calculamos a média desses valores e encontramos que os comprimentos dos ramos são em média, 3,09 maiores que seus diâmetros; também os melhores resultados foram obtidos por KITAOKA et al. (1999), quando o comprimento do ramo foi calculado em 3 vezes o seu diâmetro. Com base nessas informações, acreditamos que o valor que adotamos representa adequadamente os comprimentos das vias aéreas.

HORSFIELD et al. (1971) fornecem as dimensões dos bronquíolos terminais e dos bronquíolos respiratórios medindo os ramos menores ou iguais a 0,7 mm. HANSEN & AMPAYA (1975) mostraram que os primeiros bronquíolos respiratórios apresentam diâmetros entre 0,4 mm e 0,5 mm. Com estas informações, para determinar os bronquíolos terminais e respiratórios no algoritmo que desenvolvemos, estabelecemos que os ramos com diâmetros menores ou iguais a 0,7 mm e maiores que 0,45 mm representam os bronquíolos terminais. Já os bronquíolos respiratórios, são ramos com diâmetros menores ou iguais a 0,45 mm e maiores ou iguais a 0,2 mm.

Nos modelos que simulamos, utilizamos 1.170 alvéolos com diâmetros de 0,25 mm, representados a partir dos bronquíolos respiratórios. O número de alvéolos é fornecido por PUMP (1969) e o diâmetro por SCHREIDER & RAABE (1981).

Para o cálculo das ramificações das artérias pulmonares, utilizamos as mesmas equações que determinam as vias aéreas, porém, o que diferencia a simulação dessas estruturas é o expoente do diâmetro que neste caso vale 2.6. Determinamos este valor seguindo as informações de GROAT (1948)* apud KITAOKA et al. (1999) que representou a distribuição das artérias pulmonares com n igual a 2.6. As ramificações das artérias são simuladas a partir das dimensões e posições dos brônquios segmentares.

Devemos considerar que no algoritmo que desenvolvemos não implementamos regras para controlar ou corrigir o crescimento dos ramos e também, nenhuma técnica para representar o formato dos pulmões.

4.2 - Simulação das Estruturas

4.2.1 - Parâmetros Configuráveis para Simular Diferentes Estruturas Pulmonares

Projetamos o algoritmo para aceitar modificações de vários parâmetros, permitindo a simulação de imagens com características diferentes. Esses parâmetros são:

a) resolução espacial

Em nosso algoritmo, o usuário informa com qual resolução espacial as estruturas serão representadas, conseqüentemente, controla tanto se o algoritmo representará ou não estruturas pequenas quanto à qualidade com que elas serão representadas.

• 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.

b) flexibilidade para gerar imagens da árvore brônquica com diferentes dimensões

É possível simular árvores brônquicas com diferentes dimensões. Para isto, o algoritmo precisa dos valores dos diâmetros, comprimentos e ângulos para a traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares. Como padrão, adotamos os valores descritos no modelo de HORSFIELD et al. (1971), porém, o usuário pode optar por não utilizá-los, neste caso deverá informar todas as dimensões.

c) árvore brônquica com e sem ramificações

Após receber as dimensões da árvore brônquica, o algoritmo tem a opção de incluir ou não as ramificações. Se o tipo de estrutura escolhida for sem ramificações, o processo de construção terá início sem a necessidade de qualquer outro tipo de informação. Porém, se o tipo de estrutura for com ramificações, é necessário informar, para cada brônquio segmentar, até qual diâmetro os ramos devem ser representados, bem como se eles terão alvéolos ou não.

Exemplos de limiar por diâmetro:

- segmento medial, 0,2 mm;
- segmento lateral do lobo inferior direito, 0,35 mm.

d) comprimentos dos ramos calculados por proporções

Nesta opção, o usuário informa, para as ramificações dos brônquios segmentares, quantas vezes os comprimentos dos ramos serão maiores que os seus diâmetros. Exemplo: se um ramo tem 5 mm de diâmetro e informamos que a proporção para o comprimento é 4, o ramo terá 20 mm de comprimento.

e) atribuição de alvéolos

Nesta opção é possível informar a quantidade de alvéolos e a partir de qual diâmetro eles serão atribuídos. Através da revisão bibliográfica observamos que os

alvéolos estão presentes a partir dos bronquíolos respiratórios preenchendo completamente as paredes dos dutos alveolares, BLEUER & WEIBEL (1988). Por isto, projetamos o algoritmo para que o usuário informe o diâmetro inicial e final dos bronquíolos terminais e bronquíolos respiratórios, o número de alvéolos em cada estrutura e quais seus respectivos diâmetros.

4.3-Descrição do Algoritmo de Simulação Computacional do Pulmão

Dividimos o algoritmo em 4 partes: algoritmo principal, responsável por receber as informações dos usuários e direcioná-las para o algoritmo 2 ou para o algoritmo 3; algoritmo 2, que calcula e distribui as ramificações e alvéolos de cada segmento pulmonar; algoritmo 3, que representa as estruturas pela sobreposição de camadas; algoritmo 4, que salva as estruturas simuladas. Nos itens a seguir observamos cada um e apresentamos os respectivos diagramas em blocos.

4.3.1 - Descrição do Algoritmo Principal

Neste algoritmo, criamos as variáveis necessárias para armazenar as informações fornecidas pelo usuário, alocamos memória do computador para a matriz onde as estruturas são representadas e também, dependendo das opções escolhidas pelo usuário, direcionamos as informações para o algoritmo 2 ou algoritmo 3. Na FIGURA 4.1 mostramos o diagrama em blocos do algoritmo principal.

O algoritmo inicia com telas onde o usuário fornece as dimensões e o tipo da estrutura que será simulada. Exemplo: árvore brônquica com e sem ramificações. A etapa seguinte, cada vez que executada atualiza as variáveis com as dimensões de cada estrutura que será representada, na seguinte ordem: traquéia, hemitórax direito com o brônquio principal, intermediário e os brônquios lobares com seus brônquios segmentares. Terminado o hemitórax direito, as próximas estruturas são do hemitórax esquerdo na seguinte sequência: brônquio principal, brônquios lobares,

brônquio da divisão superior e da divisão inferior e por último, cada brônquio segmentar. Devemos observar que a primeira estrutura, a traquéia, estará centralizada superiormente com as seguintes coordenadas: $x = 850$; $y = 0$. Com isto, garantimos a distribuição adequada das estruturas subseqüentes dentro da matriz.

A partir das variáveis com as dimensões atualizadas, executamos o algoritmo 3, para que a estrutura seja representada pela sobreposição de camadas. Nas próximas duas etapas, verificamos se a estrutura é um brônquio segmentar e se o usuário escolheu a árvore brônquica com ramificações. Caso estas opções sejam verdadeiras, executaremos o algoritmo 2 para calcular as dimensões das ramificações.

Este processo é repetido para cada estrutura, na ordem que descrevemos anteriormente, até todas as estruturas da árvore brônquica serem representadas. Por último, executamos o algoritmo 4.

FIGURA 4.1 – Diagrama em blocos do algoritmo principal.

4.3.2 -Descrição do Algoritmo que Determina as Ramificações e Alvéolos dos Brônquios Segmentares

Este algoritmo, que chamamos de algoritmo 2, calcula as dimensões dos ramos filhos e distribui os alvéolos de cada segmento pulmonar. O algoritmo é recursivo, ou seja, se auto-executa, n vezes, até atingir um limite imposto. Quando este limite é alcançado, retorna para $n-1$. Onde n , é o número de vezes que o algoritmo se auto-executou. Na FIGURA 4.2 mostramos o diagrama em blocos do algoritmo 2.

O algoritmo inicia recebendo o diâmetro, comprimento, ângulo e as coordenadas (x, y) do último ramo representado, verifica se o ramo é ou não um bronquíolo terminal ou bronquíolo respiratório e se o usuário optou pela representação de alvéolos. O algoritmo 3 é executado até que o número de alvéolos por bronquíolo terminal e por bronquíolo respiratório, fornecido pelo usuário, seja representado. Na etapa seguinte, é verificado se o diâmetro do ramo atingiu o limiar especificado para retornar ou não ao algoritmo que solicitou sua execução. Se o limiar não foi atingido, são processadas a eq.(4.1) e a eq.(4.3) para determinar o diâmetro e o ângulo do ramo filho 1. A outra etapa é determinar o comprimento multiplicando o diâmetro pela proporção fornecida pelo usuário. Depois das dimensões do novo ramo serem calculadas, é executado o algoritmo 3 para representá-lo e a seguir, o algoritmo 2 é novamente executado para que outro ramo, do próximo nível, seja calculado e representado. Este processo é repetido até o diâmetro do ramo atingir o limiar especificado. Quando isto acontecer, o algoritmo retornará para a execução anterior e iniciará a representação do ramo filho 2, nível $n-1$, processando a eq.(4.2) e a eq.(4.4), para determinar o diâmetro e o ângulo, e calculando o comprimento pela proporção. O algoritmo se auto-executará até todos os ramos atingirem o limiar especificado.

FIGURA 4.2 – Diagrama em blocos do algoritmo que determina as ramificações e alvéolos dos brônquios segmentares.

4.3.3 - Descrição do Algoritmo que Representa os Elementos Geométricos pela Sobreposição de Camadas

O algoritmo 3, com base nas coordenadas (x, y) , posiciona os elementos geométricos dentro da matriz em camadas binárias, onde os pontos com valor 1 (um) significam presença de estrutura. Cada camada binária representa uma fatia do elemento geométrico, onde o número de camadas para formá-lo depende da sua espessura e do diâmetro da estrutura. A espessura da camada, em milímetros, é determinada pela resolução espacial utilizada. Por exemplo: se para 100 DPI, a camada tem espessura de 0,254 mm, para 200 DPI, a camada tem 0,127 mm de espessura. O número de camadas utilizadas para representar os elementos geométricos é determinado dividindo o diâmetro da estrutura pela espessura da camada. A FIGURA 4.3 mostra o diagrama em blocos do algoritmo que representa os elementos geométricos pela sobreposição de camadas.

FIGURA 4.3 – Diagrama em blocos do algoritmo que representa os elementos geométricos pela sobreposição de camadas

Para simular as estruturas anatômicas do pulmão, adotamos um modelo físico que considera a traquéia; brônquios principais, lobares e segmentares; os bronquíolos

terminais; os bronquíolos respiratórios e os alvéolos. No algoritmo, representamos estas estruturas por formas geométricas: metade de uma esfera para os alvéolos e metade de cilindros tanto para a traquéia, os brônquios principais, lobares, segmentares, quanto para os bronquíolos terminais e respiratórios.

Os elementos geométricos representados pela sobreposição de camadas têm forma geométrica que corresponde à metade de um cilindro ou de uma esfera pelo fato das camadas das estruturas serem somadas a partir de região plana, ou seja, uma matriz bidimensional. As FIGURAS 4.4 e 4.5 mostram os elementos geométricos representados pelo algoritmo 3 com camadas de 0,127 mm de espessura. A primeira figura, metade de um cilindro, possui 5,08 mm de diâmetro e 180 milímetros de comprimento. Para representá-la foram necessárias 40 camadas sobrepostas. A segunda, metade de uma esfera, possui 10,16 mm de diâmetro e para representá-la foram necessárias 80 camadas sobrepostas.

FIGURA 4.4- Metade de um cilindro com 5,08 mm de diâmetro e 180 milímetros de comprimento representado por 40 camadas sobrepostas. Cada camada tem espessura de 0,127 mm.

FIGURA 4.5 - Metade de uma esfera com 10,16 mm de diâmetro representada por 80 camadas sobrepostas. Cada camada possui 0,127 mm de espessura.

4.3.4-Descrição do Algoritmo que Salva as Estruturas Simuladas

Quando as estruturas são simuladas, automaticamente elas são transformadas em um mapa de camadas para produzir a imagem radiográfica do pulmão. Este mapa é uma matriz de 1900x1900 pontos com o número de camadas sobrepostas de cada ponto do plano imagem. O mapa de camadas pode ser melhor entendido se for considerado o caminho de um fóton de raios X que incide perpendicularmente sobre um ponto da estrutura tridimensional e atravessa todas as camadas. Determinando a espessura de cada uma delas, a soma, representa as espessuras das estruturas simuladas que o fóton atravessou. Estendendo este procedimento para todos os pontos de incidência do feixe de raios X ao longo da matriz, obtemos as espessuras de cada ponto do pulmão simulado.

A partir do mapa de camadas que utilizamos na simulação radiográfica, salvamos um segundo para visualização. A diferença é que no mapa de camadas para visualização relacionamos o número de camadas com níveis de cinza e, nos pontos onde as estruturas não estão presentes, adicionamos um nível de cinza claro (150).

Com isto, conseguimos um bom contraste entre o fundo da imagem e as estruturas, conseqüentemente, permitimos que essas estruturas simuladas sejam visualizadas facilmente. Devemos observar que utilizamos nesse mapa de camadas para visualização, resolução de contraste de 255 níveis de cinza. Na FIGURA 4.6, mostramos o diagrama em blocos do algoritmo 4.

FIGURA 4.6 – Diagrama em blocos do algoritmo 4 que cria um segundo mapa para visualização a partir do mapa de camadas.

4.4 - Simulação de Imagens Radiográficas

4.4.1- Parâmetros Necessários para Simular as Imagens Radiográficas do Pulmão

A simulação radiográfica das estruturas requer o conhecimento dos espectros de raios X para todas as tensões que serão utilizadas, assim como os coeficientes de atenuação linear das estruturas para calcular a absorção dos materiais envolvidos.

4.4.2 - 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 pico medidos experimentalmente por BOONE & SEIBERT (1997) em um tubo com ânodo de tungstênio com corrente de 10 mAs. Todos os espectros foram normalizados para que correspondessem a um valor constante de corrente $\times$ tempo de 10 mAs. Os espectros gerados podem ser visualizados nas FIGURAS 4.7 e 4.8.

FIGURA 4.7 – Espectros de 30 a 80 kVp emitidos por ânodo de tungstênio que foram gerados com o programa desenvolvido por BOONE & SEIBERT (1997).

FIGURA 4.8 – Espectros de 80 a 140 kVp emitidos por ânodo de tungstênio que foram gerados com o programa desenvolvido por BOONE & SEIBERT (1997).

4.4.3 - Coeficientes de Atenuação

Para gerar as imagens radiográficas simuladas é essencial que todos os tecidos e materiais envolvidos nos cálculos estejam bem caracterizados em termos de absorção de radiação. Porém, como as estruturas pulmonares não são facilmente distinguíveis e como é difícil encontrar os coeficientes de todas elas, adotamos coeficientes de absorção de massa dados para o intervalo de 0,0001 a 0,139 MeV determinados a partir de uma composição genérica. Essa composição e os coeficientes são estabelecidos pela norma da *International Commission on Radiation Units - ICRU-44* (1999) encontrada na Internet¹ através do Site do *Physics Laboratory*. A densidade que utilizamos, também estabelecida pela mesma norma, não considera o ar, conseqüentemente, nesta simulação os raios X são mais atenuados do que nas estruturas onde o ar está presente.

Na TABELA 4.1, mostramos os coeficientes de absorção de massa e a densidade que utilizamos na simulação radiográfica das estruturas. Apresentamos também, os elementos considerados na norma *ICRU 44* (1999) para determinar os coeficientes de absorção. Esses elementos são dados em percentuais por peso

¹—Site do *Physics Laboratory*: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab2.html>. Data de acesso: 20/04/2001.

TABELA 4.1 – Coeficientes de absorção de massa, densidade e composição considerada pela *ICRU-44* (1999). *ICRU-44* (1999).

Densidade do pulmão (g/cm³)			Composição (% por peso)				
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			
Coeficientes de Atenuação com Espalhamento Coerente							
MeV	cm²/g	MeV	cm²/g	MeV	cm²/g	MeV	cm²/g
0,001	4640	0,036	0,33	0,071	0,189	0,106	0,162
0,002	739	0,037	0,318	0,072	0,188	0,107	0,162
0,003	245	0,038	0,307	0,073	0,187	0,108	0,161
0,004	108	0,039	0,298	0,074	0,186	0,109	0,161
0,005	56,4	0,04	0,289	0,075	0,185	0,11	0,16
0,006	32,9	0,041	0,281	0,076	0,184	0,111	0,16
0,007	20,8	0,042	0,274	0,077	0,183	0,112	0,159
0,008	14	0,043	0,267	0,078	0,182	0,113	0,159
0,009	9,86	0,044	0,261	0,079	0,181	0,114	0,158
0,01	7,21	0,045	0,256	0,08	0,18	0,115	0,158
0,011	5,45	0,046	0,251	0,081	0,179	0,116	0,157
0,012	4,22	0,047	0,246	0,082	0,178	0,117	0,157
0,013	3,35	0,048	0,242	0,083	0,177	0,118	0,157
0,014	2,71	0,049	0,237	0,084	0,176	0,119	0,156
0,015	2,23	0,05	0,234	0,085	0,176	0,12	0,156
0,016	1,87	0,051	0,23	0,086	0,175	0,121	0,155
0,017	1,58	0,052	0,227	0,087	0,174	0,122	0,155
0,018	1,36	0,053	0,224	0,088	0,173	0,123	0,154
0,019	1,18	0,054	0,221	0,089	0,173	0,124	0,154
0,02	1,04	0,055	0,218	0,09	0,172	0,125	0,154
0,021	0,923	0,056	0,216	0,091	0,171	0,126	0,153

MeV	cm ² /g	MeV	cm ² /g	MeV	cm ² /g	MeV	cm ² /g
0,022	0,826	0,057	0,213	0,092	0,17	0,127	0,153
0,023	0,745	0,058	0,211	0,093	0,17	0,128	0,152
0,024	0,678	0,059	0,209	0,094	0,169	0,129	0,152
0,025	0,621	0,06	0,207	0,095	0,169	0,13	0,152
0,026	0,572	0,061	0,205	0,096	0,168	0,131	0,151
0,027	0,531	0,062	0,203	0,097	0,167	0,132	0,151
0,028	0,495	0,063	0,201	0,098	0,167	0,133	0,151
0,029	0,464	0,064	0,199	0,099	0,166	0,134	0,15
0,03	0,437	0,065	0,198	0,1	0,166	0,135	0,15
0,031	0,413	0,066	0,196	0,101	0,165	0,136	0,149
0,032	0,392	0,067	0,195	0,102	0,164	0,137	0,149
0,033	0,374	0,068	0,193	0,103	0,164	0,138	0,149
0,034	0,357	0,069	0,192	0,104	0,163	0,139	0,148
0,035	0,343	0,07	0,191	0,105	0,163		

4.5 -Formação das Imagens Radiográficas Simuladas

A imagem simulada é o resultado da interação dos raios X com os materiais que estão em seu caminho, até o último que é o filme, sendo que, o procedimento para obter as imagens é baseado no cálculo dessa interação. Por considerarmos que simular um sistema de registro necessita de estudos mais elaborados, não incluídos na proposta deste trabalho, normalizamos e representamos a própria intensidade dos raios X resultante da interação com as estruturas em 256 níveis de cinza. Para formar a imagem radiográfica simulada consideramos a densidade e os coeficientes de absorção de massa apresentados no tópico 4.4.3.

No algoritmo, os arquivos lidos durante a execução contêm os coeficientes de atenuação e o mapa de camadas. Há necessidade de outros parâmetros que são informados pelo usuário: kVp, a corrente do tubo e a resolução espacial para determinar a espessura das camadas.

4.5.1 - Cálculo da Imagem Simulada

Após a leitura de todos os dados, o programa processa a eq.(4.5) dada por WOLBARST (1993) que fornece a intensidade de raios X em função dos materiais atravessados, para cada energia do espectro e para cada ponto do mapa de camadas. Na equação, determinamos os coeficientes de absorção linear para cada energia do espectro, multiplicando a densidade do pulmão, 1.05, pelos coeficientes de absorção de massa dados para cada energia. Já a espessura das estruturas atravessada pelos raios X, é obtida multiplicando a espessura da camada, que transformamos para cm^2 , pelo número de camadas de cada ponto do plano imagem.

$$I_{total} = \sum_{i=0}^{Np} I_{oi} e^{-\sum_{j=1}^{Ncam} \mu_{j,i} X_j} \quad (4.5)$$

Onde:

I_{total} - intensidade total gerada pelo espectro total;

I_{oi} - intensidade para cada faixa do espectro;

$\mu_{j,i}$ - coeficiente de absorção linear para cada energia do espectro;

X_j - espessura em centímetros de cada tecido.

Esta equação é genérica e permite incluir todos os materiais necessários para filtrar o espectro. O espectro resultado, calculado para cada ponto do mapa de camadas, produz os níveis de cinza de cada pixel da imagem. A FIGURA 4.9 é um diagrama em blocos do programa que produz as imagens simuladas a partir de um mapa de camadas.

FIGURA 4.9 – Diagrama em blocos do programa que calcula a imagem radiográfica do pulmão simulado.

Capítulo 5

Resultados

Neste capítulo apresentamos a simulação das estruturas pulmonares, a saber: árvores brônquicas sem ramificações, com ramificações, com ramificações e alvéolos assim como suas imagens radiográficas. Adotamos dois modelos de árvore brônquica. Esses modelos são compostos pelos diâmetros, comprimentos e ângulos da traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares. O primeiro, que chamamos de Modelo 1, contempla os valores fornecidos por HORSFIELD et al. (1971) apresentados na TABELA 5.1.

TABELA 5.1 – Modelo 1 com os valores fornecidos por HORSFIELD et al. (1971) para a traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares.

Nome	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	Ângulo em graus
Traquéia	16	100	0
Pulmão Direito			
Brônquio Principal Direito	11,1	22	35
<i>Brônquio do Lobo Superior</i>	7,3	15,6	63
Segmento apical	4	2	40
Segmento posterior	4	13,4	10
Segmento anterior	5,5	17	33
<i>Brônquio Intermediário</i>	8,9	26	15
<i>Brônquio do Lobo Médio</i>	5,2	21	61
Segmento lateral	4	10	35
Segmento medial	4,4	9,6	18
<i>Brônquio do Lobo Inferior</i>	6,4	8	15
Segmento superior	4,4	6,2	54
Segmento medial ou para-cardíaco	3,2	6,2	58
Segmento anterior	4,8	6,8	34
Segmento lateral	4,7	8,7	15
Segmento posterior	5,8	10,6	35

	Pulmão Esquerdo		
Brônquio Principal Esquerdo	12	50	73
<i>Brônquio do Lobo Superior</i>	7,5	16	48
<i>Brônquio da Divisão Superior</i>	7,3	1	65
Segmento ápico-posterior	5,3	13,5	14
Segmento anterior	5,0	9	28
<i>Brônquio da Divisão Inferior</i>	5,5	11	25
Segmento lingular superior	3,5	11,5	28
Segmento lingular inferior	3,5	7,5	8
<i>Brônquio do Lobo Inferior</i>	8	11	44
Segmento superior	5,5	8,5	70
Segmento anterior	5	11,5	36
Segmento lateral	5	8,5	31
Segmento posterior	5,5	7,5	33

5.1 – Simulação das Estruturas Adotando o Modelo 1

Utilizando as informações de HORSFIELD et al. (1971), que caracterizam o Modelo 1, realizamos a simulação da árvore brônquica sem ramificações e com 200 DPI (FIGURA 5.1 (a)).

Modificamos alguns comprimentos, diâmetros e os ângulos para mostrar que o algoritmo que desenvolvemos consegue representar qualquer alteração em qualquer parâmetro. Na FIGURA 5.1 (b), adicionamos 8 mm nos comprimentos; na FIGURA 5.1 (c), acrescentamos 2 mm nos diâmetros; na FIGURA 5.1 (d), reduzimos 8 graus em cada ângulo.

FIGURA 5.1(a) – Modelo 1 simulado com 200 DPI e sem ramificações.

FIGURA 5.1(b) – Modelo 1 simulado com 200 DPI após adicionarmos 8 mm aos comprimentos.

FIGURA 5.1(c) – Modelo 1 simulado com 200 DPI após acrescentarmos 2 mm aos diâmetros.

FIGURA 5.1(d) – Modelo 1 com 200 DPI após reduzirmos os ângulos em 8 graus.

5.2 – Simulação das Estruturas Adotando o Modelo 2

Modificamos os diâmetros, comprimentos e ângulos do Modelo 1 até obtermos um modelo, que chamamos de Modelo 2, que proporciona um aspecto visual mais próximo ao do pulmão real. Este procedimento foi adotado pelo fato de não encontrarmos na literatura, além de HORSFIELD et al. (1971), trabalhos que apresentam as dimensões da árvore brônquica. Na TABELA 5.2 mostramos as dimensões do Modelo 2 e na FIGURA 5.2 apresentamos este modelo simulado com 200 DPI.

TABELA 5.2 – Modelo 2. Valores para a traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares.

Nome	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	Ângulo em graus
Traquéia	13,5	80	0
Pulmão Direito			
Brônquio Principal Direito	10,5	22	20
<i>Brônquio do Lobo Superior</i>	7,3	8,6	73
Segmento apical	4	5,9	60
Segmento posterior	4,5	6,3	10
Segmento anterior	4,5	8	33
<i>Brônquio Intermediário</i>	8,9	20	7
<i>Brônquio do Lobo Médio</i>	5,2	6	48
Segmento lateral	3,5	8	35
Segmento medial	4,6	8,5	15
<i>Brônquio do Lobo Inferior</i>	6,4	16	8
Segmento superior	3,4	4,5	56
Segmento medial ou para-cardíaco	3,8	5,2	45
Segmento anterior	5	8,7	10
Segmento lateral	4,4	13,5	39
Segmento Posterior	3,7	6,8	30
Pulmão Esquerdo			
Brônquio Principal Esquerdo	10,5	45	50
<i>Brônquio do Lobo Superior</i>	7,5	9	73
<i>Brônquio da Divisão Superior</i>	7,3	1	65
Segmento ápico-posterior	4,3	6,4	25
Segmento anterior	4,3	5	28
<i>Brônquio da Divisão Inferior</i>	5	7	25
Segmento lingular superior	3,5	5,1	28
Segmento lingular inferior	3,5	4,5	8
<i>Brônquio do Lobo Inferior</i>	8	17	24
Segmento superior	3,5	4,5	70
Segmento anterior	4,65	9,5	34
Segmento lateral	5,1	8,5	8
Segmento posterior	4,8	7,9	13

FIGURA 5.2 – Modelo 2 simulado com 200 DPI e sem ramificações.

Verificamos que a simulação do Modelo 2 na qual pretendíamos alterar os diâmetros, comprimentos e ângulos da traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares, foi efetuada com êxito. Além disto, observamos que quando alteramos os ângulos de orientação das estruturas, automaticamente às orientações espaciais dos seus respectivos ramos filhos também são alteradas. Comparando o Modelo 2 com o Modelo 1, FIGURA 5.1 (a), constatamos que o algoritmo que desenvolvemos consegue representar modelos diferentes.

5.3 – Simulação Variando a Resolução Espacial

Simulamos duas imagens para mostrar que dependendo da resolução espacial conseguimos ou não, representar estruturas com pequenas dimensões. Portanto, nas simulações das vias aéreas terminais, devemos considerar a resolução espacial para que todas as estruturas calculadas sejam representadas. Para exemplificar, alteramos o diâmetro do brônquio do segmento posterior do lobo superior direito do Modelo 1 para 0,253 mm e simulamos as estruturas com 100 e 200 DPI. Nas FIGURAS 5.3 e 5.4 mostramos os resultados. Nas estruturas simuladas com resolução espacial de 100 DPI, FIGURA 5.3, o brônquio que teve seu diâmetro alterado não foi representado. Já na FIGURA 5.4, onde as estruturas foram simuladas com resolução espacial de 200 DPI, o algoritmo conseguiu representar o brônquio de 0,253 mm de diâmetro.

FIGURA 5.3 – Modelo 1 simulado com 100 DPI sem a representação do brônquio do segmento posterior do lobo superior direito.

FIGURA 5.4– Modelo 1 simulado com 200 DPI com a representação do brônquio do segmento posterior do lobo superior direito.

5.4 – Imagens Simuladas com Ramificações

Neste tópico apresentamos os Modelos 1 e 2 simulados com ramificações. Para simular as ramificações devemos informar o expoente do diâmetro n , a proporção utilizada para determinar os comprimentos dos ramos e o limiar aplicado em cada brônquio segmentar. Nos dois modelos utilizamos 200 DPI e aplicamos diferentes limiares para representar tanto os bronquíolos terminais quanto os bronquíolos respiratórios. Na TABELA 5.3 mostramos os valores que utilizamos nas simulações das ramificações.

TABELA 5.3 – Valores que utilizamos nos modelos para simular as ramificações.

	Modelo 1	Modelo 2
Expoente do diâmetro n	3	
Proporção do comprimento	3	
DPI	200	
	Média dos Limiares aplicados nos brônquios segmentares. Valores dados em milímetros	
Para representar os bronquíolos terminais	0,45	0,45
Para representar os bronquíolos respiratórios	0,25	0,23

Nas FIGURAS 5.5 e 5.7 simulamos o Modelo 1 e o Modelo 2 com ramificações aplicando um limiar com valor médio de 0,45 mm. Estas estruturas representam ramos até os bronquíolos terminais. Já nas FIGURAS 5.6 e 5.8, simulamos o Modelo 1 aplicando um limiar médio de 0,25 mm e o Modelo 2 um limiar médio de 0,23 mm. Nestas imagens, as estruturas representam ramos até os bronquíolos respiratórios.

FIGURA 5.5 – Modelo 1 com ramificações até os bronquíolos terminais utilizando 200 DPI, proporção de 3 vezes para o comprimento dos ramos e limiar com valor médio de 0,45 mm.

FIGURA 5.6 – Modelo 1 com ramificações até os bronquíolos respiratórios utilizando 200 DPI, proporção de 3 vezes para o comprimento dos ramos e limiar com valor médio de 0,25 mm.

FIGURA 5.7 – Modelo 2 com ramificações até os bronquíolos terminais utilizando 200 DPI, proporção de 3 vezes para o comprimento dos ramos e limiar com valor médio de 0,45 mm.

FIGURA 5.8 – Modelo 2 com ramificações representando os bronquíolos terminais e respiratórios utilizando 200 DPI, proporção de 3 vezes para o comprimento dos ramos e limiar com valor médio de 0,23 mm.

Comparando os Modelos 1 e 2 com ramificações, observamos que dependendo das dimensões dos brônquios principais, lobares e segmentares, a forma geométrica dos pulmões simulados é mais próxima a dos pulmões reais. Por este fato, o Modelo 2 é mais adequado no que tange ao aspecto visual do que o Modelo 1.

5.5 - Modelos Simulados com Alvéolos

Neste tópico, apresentamos os modelos simulados com alvéolos. Para isto, simulamos os Modelos 1 e 2 com ramificações até os bronquíolos respiratórios, seguindo os parâmetros apresentados na TABELA 5.3 do item 5.4, utilizamos 1.170 alvéolos por bronquíolo respiratório, que determinamos como sendo ramos com diâmetros entre 0,45 e 0,2 mm, e estipulamos os diâmetros dos alvéolos em 0,25 mm. Devemos observar que o número de alvéolos por bronquíolo respiratório é fornecido por PUMP (1969) e o diâmetro dos alvéolos por SCHREIDER & RAABE (1981). Nas FIGURAS 5.9 e 5.10 apresentamos o Modelo 1 e o Modelo 2 simulados com ramificações e alvéolos.

FIGURA 5.9 – Modelo 1 com ramificações, bronquíolos respiratórios entre 0,45 e 0,2 mm de diâmetro, 1.170 alvéolos para cada bronquíolo respiratório e alvéolos com diâmetro médio de 0,25 mm.

FIGURA 5.10 – Modelo 2 com ramificações, bronquíolos respiratórios entre 0,45 e 0,2 mm de diâmetro, 1.170 alvéolos para cada bronquíolo respiratório e alvéolos com diâmetro médio de 0,25 mm.

Para mostrar que o pulmão simulado pelo algoritmo que desenvolvemos é tridimensional, apresentamos nas FIGURAS 5.11 e 5.12 os Modelos 1 e 2 simulados com ramificações e alvéolos numa representação tridimensional, sendo que o eixo (z) corresponde ao número de camadas sobrepostas.

FIGURA 5.11 – Visão tridimensional do Modelo 1 simulado com ramificações e alvéolos. Eixo (z) corresponde ao número de camadas sobrepostas.

FIGURA 5.12 – Visão tridimensional do Modelo 2 simulado com ramificações e alvéolos. Eixo (z) corresponde ao número de camadas sobrepostas.

5.6 – Simulação Radiográfica das Estruturas

O algoritmo que desenvolvemos permite simulações radiográficas dos modelos sem ramificações, com ramificações e também com ramificações e alvéolos. Nas simulações radiográficas, precisamos informar a kVp, a mA e a resolução espacial para converter o mapa de camadas em um mapa de espessuras e permitir o cálculo da absorção dos raios X.

Para mostrar que nosso algoritmo possibilita variações da técnica de exposição, aumentamos a kVp e a mA. Simulamos as radiografias do Modelo 1 com

ramificações, variando a kVp de 35 para 100 e a mA de 20 para 30. Em todas as simulações radiográficas, determinamos que as camadas têm 0,127 mm de espessura.

Mostramos a simulação radiográfica do Modelo 1 com ramificações até os bronquíolos terminais, com 35 kVp e 20 mAs na FIGURA 5.13 e com 100 kVp e 30 mAs na FIGURA 5.14.

FIGURA 5.13 – Simulação radiográfica do Modelo 1 com ramificações até os bronquíolos terminais com 35 kVp e 20 mAs.

FIGURA 5.14 – Simulação radiográfica do Modelo 1 com ramificações até os bronquíolos terminais com 100 kVp e 30 mAs.

A FIGURA 5.14 representa uma radiografia superexposta, o que era esperado com este aumento da exposição.

5.7 – Simulação das Artérias Pulmonares

GROAT (1948)* apud KITAOKA et al. (1999) relata que a escolha do expoente do diâmetro n igual a 2.6 representa bem a distribuição das artérias

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.

pulmonares. Utilizamos esta informação, neste tópico, para representar as ramificações das artérias pulmonares a partir das dimensões e posições dos brônquios segmentares do Modelo 1 e do Modelo 2 com 200 DPI, proporção do comprimento do ramo igual a 3 e limiares de 0,45 mm. Nas FIGURAS 5.15 e 5.16 apresentamos as estruturas simuladas em vermelho para diferenciá-las das vias aéreas pulmonares.

FIGURA 5.15 – Simulação das artérias pulmonares do Modelo 1 com n igual a 2.6, 200 DPI e limiares de 0,45 mm.

FIGURA 5.16 – Simulação das artérias pulmonares do Modelo 2 com n igual a 2.6, 200 DPI e limiares de 0,45 mm.

Capítulo 6

Comparações e Discussões

Para validar o algoritmo que desenvolvemos utilizamos comparações quantitativas e qualitativas tanto com os modelos anatômicos quanto com a melhor simulação computacional que encontramos na literatura que foi apresentada por KITAOKA et al. (1999).

Nas comparações quantitativas, utilizamos as médias de ramos, diâmetros, comprimentos e ângulos dos Modelos 1 e 2 simulados com 20 diferentes ramificações com alvéolos.

6.1–Comparações Quantitativas dos Modelos Simulados com Dados Anatômicos

6.1.1 –Média de Ramos para cada Brônquio Segmentar

O objetivo deste tópico é mostrar que o algoritmo que desenvolvemos representa adequadamente o número de ramos de cada brônquio segmentar. Na TABELA 6.1 mostramos o número de ramos que simulamos no Modelo 1, no Modelo 2, os resultados apresentados por HORSFIELD et al. (1971) utilizando dados morfométricos e a diferença, percentual, entre nossos resultados e os dos autores.

TABELA 6.1 –Diferença, percentual, entre o número de ramos que simulamos e os calculados por HORSFIELD et al. (1971), onde: Seg. – Segmento; L. – Lobo; S. – Superior; M. – Médio; I – Inferior; D. – Direito; E. – Esquerdo.

	Número de ramos no Modelo 1	Diferença no Modelo1 %	Número de ramos no Modelo 2	Diferença no Modelo 2 %	Calculados por HORSFIELD et al. (1971)
Pulmão Direito					
Seg, Apical do L.S.D.	14.509	13,80	10.169	39,59	16.832
Seg, Posterior L.S.D.	5.781	16,75	7.031	1,17	6.944
Seg, Anterior L.S.D.	17.934	22,80	19.255	17,12	23.232
Seg, Lateral do L.M.	11.323	8,88	10.948	5,27	10.400
Seg, Medial do L.M.	8.006	23,02	10.343	0,55	10.400
Seg, Superior do L.I.D.	14.909	0,02	8.938	40,06	14.912
Seg, Medial ou para-cardíaco do L.I.D.	7.665	2,63	9.883	25,55	7.872
Seg, Anterior do L.I.D.	10.656	22,56	16.508	19,97	13.760
Seg, Lateral do L.I.D.	11.546	-	17.357	-	--
Seg, Posterior do L.I.D.	13.145	4,47	12.517	9,03	13.760
Pulmão Esquerdo					
Seg, Ápico-Posterior do L.S.E.	15.473	8,07	19.162	13,84	16.832
Seg, Anterior do L.S.E.	11.301	17,87	16.890	22,75	13.760
Seg, Lingular Superior	8.417	6,92	9.188	16,72	7.872
Seg, Lingular Inferior	7.183	20,89	7.532	26,76	5.942
Seg, Superior do L.I.E.	9.854	3,16	9.234	9,26	10.176
Seg, Anterior do L.I.E.	13.860	17,66	19.463	15,63	16.832
Seg, Lateral do L.I.E.	10.446	2,65	10.467	2,86	10.176
Seg, Posterior L.I.E.	15.813	6,05	18.542	10,16	16.832

Comparando as diferenças apresentadas na TABELA 6.1, constatamos que no Modelo 1 há 9 segmentos pulmonares com diferença menor que 10% e 8 segmentos com diferença entre 10 e 25%. Já no Modelo 2, há 6 segmentos com diferença menor que 10%, 7 segmentos com diferença entre 10 e 25% e 4 com diferença superior a

25%. Através destes valores, observamos que o Modelo 1 apresenta valores mais próximos dos de HORSFIELD et al. (1971) do que o Modelo 2. Isto ocorre porque no Modelo 1 utilizamos as dimensões propostas pelos autores enquanto que no Modelo 2, essas dimensões foram modificadas para obter um aspecto visual mais próximo ao de um pulmão real. Atribuímos as discrepâncias, valores acima de 25%, tanto as variações anatômicas quanto à maneira experimental com que o modelo de HORSFIELD et al. (1971) foi preparado.

6.1.2 –Número de Divisões dos Ramos, Ângulos e Valores Médios de $D2/D1 + D3/D1$

Neste tópico, comparamos nossos resultados com os valores de HORSFIELD & CUMMING (1967). Na TABELA 6.2, mostramos que nos modelos que simulamos as divisões da traquéia até as vias aéreas terminais são semelhantes às apresentadas pelos autores. Apresentamos os valores de $D2/D1 + D3/D1$ que simulamos e os dos autores, onde consideramos uma ramificação dicotômica e chamamos o diâmetro do ramo pai de $D1$ e dos ramos filhos de $D2$ e $D3$. Como atribuímos aos ângulos a responsabilidade pela forma geométrica dos pulmões, dos lobos e de seus segmentos, comparamos também nesta TABELA 6.2 os ângulos dos ramos menores que 1 mm de diâmetro, entre 1 e 2 mm, 2 e 3 mm, 3 e 4 mm, maiores que 4 mm e calculamos a média dos ângulos nos Modelos 1 e 2 que comparamos com o valor encontrado e sugerido como ideal por HORSFIELD & CUMMING (1967). Na TABELA 6.2 apresentamos os valores para as comparações.

TABELA 6.2 – Valores dos Modelos 1 e 2 e os apresentados por HORSFIELD & CUMMING (1967) para: o mínimo e máximo de vezes que os ramos se dividem da traquéia até as vias aéreas terminais; a média de $D2/D1 + D3/D1$; a média dos ângulos. Os ângulos são expressos em graus.

	Modelo 1	Modelo 2	HORSFIELD & CUMMING (1967)
D2/D1 + D3/D1			
maior que 4 mm	0,77	0,75	0,76
entre 3 e 4 mm	0,89	0,91	0,82
menor que 1 mm	0,77	0,76	Ideal 0,79
Ângulos			
maior que 4 mm	37° 22'	37° 10'	32
entre 3 e 4 mm	47° 20'	44° 13'	30
entre 2 e 3 mm	50° 02'	48° 54'	36
entre 1 e 2 mm	50° 15'	49° 30'	43
menor que 1 mm	50° 29'	50° 32'	50
Média dos ângulos calculada nos modelos	48° 48'	47° 41'	41° 26'
Sugerido como ideal	-	-	37° 28'
Número de Divisões de Ramos			
Mínimo	8	11	10
Máximo	32	32	32

O algoritmo que desenvolvemos respeita os números mínimo e máximo de divisões propostos por HORSFIELD & CUMMING (1967). Em relação a $D2/D1 + D3/D1$, observamos que nosso algoritmo representou adequadamente, principalmente, os ramos maiores que 4 mm e os menores que 1 mm de diâmetro. Já os ângulos das estruturas simuladas, são maiores que os valores encontrados e o sugerido como ideal por HORSFIELD & CUMMING (1967). Com isto, a tendência dos ramos é retornar para o centro dos pulmões fazendo com que as formas geométricas dos pulmões, lobos e segmentos sejam diferentes das reais. A solução para este problema será aplicar regras limitantes, mas, sem afetar a versatilidade e a capacidade do algoritmo de representar variações anatômicas.

6.1.3 – Bronquíolos Terminais e Bronquíolos Respiratórios

Neste item, verificamos se as médias de bronquíolos terminais, bronquíolos respiratórios e dos diâmetros dessas estruturas representados pelo algoritmo são compatíveis com os valores encontrados na literatura. Nas simulações dos Modelos 1 e 2 os bronquíolos terminais são ramos entre 0,7 mm e 0,45 mm e os bronquíolos respiratórios são as estruturas entre 0,45 e 0,2 mm de diâmetro. Na TABELA 6.3, mostramos as médias dessas estruturas nos modelos simulados e nos trabalhos que utilizamos para comparação.

TABELA 6.3 – Média de bronquíolos terminais, de bronquíolos respiratórios e dos diâmetros dessas estruturas nos modelos que simulamos e nos trabalhos encontrados na literatura. Os diâmetros são dados em milímetros.

	Bronquíolos Terminais		Bronquíolos Respiratórios	
	Número	Diâmetros	Número	Diâmetros
HORSFIELD & CUMMING (1968)	27.992	0,6	233.941	0,4
PUMP (1969)	-	0,488	-	-
HORSFIELD et al. (1971)	-	-	233.920 e 216.544	-
MATSUBA & THURLBECK (1973)	6.000 a 27.500	-	-	-
HANSEN & AMPAYA (1975)	23.000	-	-	0,5
SCHREIDER & RAABE (1981)	-	0,432	-	0,384 a 0,411
VERBEKEN et al. (1994)	11.740 e 16.046	0,74	-	-
Modelo 1	27.690	0,54	182.016	0,31
Modelo 2	20.287	0,54	216.959	0,28

O número de bronquíolos terminais que representamos no Modelo 1 é compatível com HORSFIELD & CUMMING (1968) e MATSUBA & THURLBECK (1973). Já o Modelo 2, o número de bronquíolos terminais está mais próximo ao resultado apresentado por HANSEN & AMPAYA (1975) e também, é compatível com os valores propostos por MATSUBA & THURLBECK (1973). Em relação ao número de bronquíolos respiratórios, no Modelo 2, a média é compatível com os resultados de HORSFIELD et al. (1971), porém, no Modelo 1, o número dessas estruturas é menor do que encontramos na literatura. Devemos observar que dependendo dos diâmetros que escolhemos para determinar os bronquíolos terminais e os respiratórios, conseguimos resultados mais ou menos compatíveis com a literatura.

Comparando os diâmetros, observamos que nos Modelos 1 e 2, as médias dos bronquíolos terminais são iguais, cerca de 0,54 mm. Este valor é próximo ao apresentado por PUMP (1969), ou seja, 0,052 mm de diferença. Em relação aos bronquíolos respiratórios, nossos resultados são compatíveis com HORSFIELD & CUMMING (1968) e SCHREIDER & RAABE (1981), aproximadamente 1 mm de diferença.

O que mais chamou a atenção nessas comparações, foi o fato dos Modelos 1 e 2 apresentarem valores médios iguais para os diâmetros dos bronquíolos terminais. Como as dimensões das ramificações no algoritmo que desenvolvemos são calculadas a partir da distribuição de fluxo, acreditamos que nessas regiões o fluxo se tornou uniforme, conseqüentemente, as dimensões são iguais.

6.1.4 – Alvéolos

Finalizamos as comparações quantitativas com dados anatômicos comparando o número de alvéolos que simulamos nos Modelos 1 e 2 com os encontrados na literatura. Na TABELA 6.4 apresentamos essas informações.

TABELA 6.4 – Médias de alvéolos nos Modelos 1 e 2 calculadas pelo algoritmo que desenvolvemos e as encontradas na literatura.

	Média de Alvéolos	Mínimo e Máximo de Alvéolos
DUNNILL (1962)	296.10 ⁶	-
WEIBEL (1963)	292.10 ⁶	286.10 ⁶ a 310.10 ⁶
ANGUS & THURLBECK (1972)	375.10 ⁶	212.10 ⁶ a 605.10 ⁶
HANSEN & AMPAYA (1975)	336.10 ⁶ e 454. 10 ⁶	-
Modelo 1	212.10 ⁶	
Modelo 2	253.10 ⁶	

Nos Modelos 1 e 2, a média de alvéolos estimada é compatível com os valores apresentados por ANGUS & THURLBECK (1972). Já a diferença entre nossos resultados e os de DUNNILL (1962); WEIBEL (1963) e HANSEN & AMPAYA (1975), atribuímos as variações anatômicas. Devemos observar que nas estruturas simuladas para visualização e também nas simulações radiográficas, nem todos os alvéolos são representados. Isto ocorre porque o número de alvéolos é extremamente superior à resolução de contraste de 256 níveis de cinza que utilizamos, conseqüentemente, há perda de informação.

6.2–Comparações Quantitativas dos Modelos Simulados com KITAOKA et al. (1999)

No algoritmo que desenvolveram, KITAOKA et al. (1999) representaram 27.306 bronquíolos terminais com aproximadamente 0,48 mm de diâmetros e 17,6 divisões entre a traquéia e essas estruturas, com desvio padrão de 3,4. Já o nosso algoritmo, representou no Modelo 1, 27.690 bronquíolos terminais e 20,32 divisões da traquéia até os ramos com 0,45 mm de diâmetro, sendo 8,59 o desvio padrão; no Modelo 2, 20.287 bronquíolos terminais e 17,22 divisões da traquéia até os ramos de 0,45 mm de diâmetro. Nos Modelos 1 e 2, os bronquíolos terminais apresentaram aproximadamente 0,54 mm de diâmetros. Comparando esses valores, verificamos que o número de bronquíolos terminais no Modelo 1 é compatível com o apresentado

por KITAOKA et al. (1999) e que as médias dos diâmetros dessas estruturas, tanto no Modelo 1 quanto no 2, são bastante próximas, apenas 0,06 mm de diferença. Já no Modelo 2, o que mais se aproximou dos resultados apresentados pelos autores foi o número de divisões entre a traquéia e os bronquíolos terminais, ou seja, apenas 0,38 de diferença. Devemos observar, que os autores não relataram claramente como determinaram quais ramos eram ou não bronquíolos terminais, o que não aconteceu em nossas simulações.

6.3 – Comparações Qualitativas entre os Modelos que Simulamos e Modelos Reais

Outra forma de validação é através de comparações visuais entre os modelos que simulamos e os modelos reais. Simulamos estruturas com proporção do comprimento do ramo igual a 3, 200 DPI, expoente do diâmetro 3 para vias aéreas e 2.6 para artérias pulmonares, utilizamos o Modelo 2, TABELA 6.5, e realizamos modificações nessas dimensões para representar as particularidades anatômicas do modelo real. Apresentamos as modificações na TABELA 6.6.

TABELA 6.5– Dimensões do Modelo 2 para a traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares.

Nome	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	Ângulo em graus
Traquéia	13,5	80	0
Pulmão Direito			
Brônquio Principal Direito	10,5	22	20
<i>Brônquio do Lobo Superior</i>	7,3	8,6	73
Segmento apical	4	5,9	60
Segmento posterior	4,5	6,3	10
Segmento anterior	4,5	8	33
<i>Brônquio Intermediário</i>	8,9	20	7
<i>Brônquio do Lobo Médio</i>	5,2	6	48
Segmento lateral	3,5	8	35
Segmento medial	4,6	8,5	15
<i>Brônquio do Lobo Inferior</i>	6,4	16	8
Segmento superior	3,4	4,5	56
Segmento medial ou para- cardíaco	3,8	5,2	45

Segmento anterior	5	8,7	10
Segmento lateral	4,4	13,5	39
Segmento posterior	3,7	6,8	30
Pulmão Esquerdo			
Brônquio Principal Esquerdo	10,5	45	50
<i>Brônquio do Lobo Superior</i>	7,5	9	73
<i>Brônquio da Divisão Superior</i>	7,3	1	65
Segmento ápico-posterior	4,3	6,4	25
Segmento anterior	4,3	5	28
<i>Brônquio da Divisão Inferior</i>	5	7	25
Segmento lingular superior	3,5	5,1	28
Segmento lingular inferior	3,5	4,5	8
<i>Brônquio do Lobo Inferior</i>	8	17	24
Segmento superior	3,5	4,5	70
Segmento anterior	4,65	9,5	34
Segmento lateral	5,1	8,5	8
Segmento posterior	4,8	7,9	13

TABELA 6.6 –Modificações que realizamos nas dimensões do Modelo 2.

Nome	Comprimento (mm)
Pulmão Direito	
Brônquio do segmento apical do lobo superior	15,9
Brônquio do segmento posterior do lobo superior	11
Brônquio do segmento anterior do lobo inferior	18,7
Pulmão Esquerdo	
Brônquio do segmento ápico-posterior do lobo superior	17,5
Brônquio do segmento posterior do lobo inferior	27,9

6.3.1– Comparações Visuais dos Modelos com Ramificações das Vias Aéreas

A partir das dimensões do Modelo 2, simulamos as vias aéreas sem e com as modificações apresentadas na TABELA 6.6, aplicamos limiares de aproximadamente 1,4 mm no pulmão esquerdo e 0,5 mm no direito. Na FIGURA 6.1, mostramos a estrutura que simulamos sem modificações, na FIGURA 6.2 com as modificações e na FIGURA 6.3 o modelo real apresentado por TARANTINO (1997).

FIGURA 6.1 – Modelo 2 simulado sem as modificações.

FIGURA 6.2 – Modelo 2 simulado com as modificações.

FIGURA 6.3 - Modelo real apresentado por TARANTINO (1997)

Comparando as FIGURAS 6.2 e 6.3, de uma forma geral, observamos uma coerência entre o aspecto visual das estruturas simuladas com as reais, principalmente, a proporção de ramos em cada pulmão e a organização dos seguintes brônquios: pulmão direito com o brônquio principal, intermediário, brônquios lobares e segmentares; no pulmão esquerdo com o brônquio do lobo superior, da divisão superior, do segmento ápico-posterior e o brônquio do lobo inferior com seus brônquios segmentares. Entretanto, o nosso algoritmo não representou corretamente os ângulos dos ramos, que são maiores do que os ângulos do pulmão real. Com isto, as estruturas extrapolam os limites dos seus segmentos e não seguem a forma geométrica dos pulmões reais.

6.3.2 – Comparações Visuais de Modelos com Ramificações das Vias Aéreas e Artérias

Segundo VANDER et al. (1981); AIRES (1991); ROSS et al. (1993) e YAEHASHI & TAKAHASHI (1994), as artérias pulmonares fazem o mesmo percurso que as vias aéreas. Para mostrar que o algoritmo que desenvolvemos além de representar essa característica fornece estruturas com aspecto visual coerente com modelos reais, simulamos as vias aéreas e representamos as ramificações das artérias a partir das dimensões e posições dos brônquios segmentares. Para isto, utilizamos o Modelo 2 com modificações e limiares de 0,5 mm. Para melhor visualização das estruturas, identificamos as artérias com a cor vermelha e as vias aéreas com a cor azul. Mostramos essas estruturas nas FIGURAS 6.4 e 6.7. Escolhemos para comparações os modelos apresentados por TARANTINO (1994), FIGURA 6.5, e por YAEHASHI & TAKAHASHI (1994), FIGURA 6.6.

FIGURA 6.4 – Artérias pulmonares que simulamos com n igual a 2.6 e limiares de 0,5 mm.

FIGURA 6.5 – Modelo real das artérias pulmonares, em vermelho, apresentado por TARANTINO (1994).

FIGURA 6.6 – Modelo real apresentado por YAEGASHI & TAKAHASHI (1994) mostrando as artérias pulmonares paralelas às vias aéreas.

FIGURA 6.7 – Modelo que simulamos as artérias e vias aéreas. Identificamos as artérias com a cor vermelha e as vias aéreas com a cor azul.

Comparando as FIGURAS 6.4 e 6.5, observamos que o aspecto visual das artérias simuladas é próximo ao do modelo real, principalmente, quando observamos

a proporção de ramos entre os dois modelos. A diferença está novamente relacionada aos ângulos, ou seja, no modelo real, os ângulos das artérias são menores. Já na FIGURA 6.7, mostramos que o algoritmo representou de forma adequada à característica descrita por YAEHASHI & TAKAHASHI (1994), ou seja, que mais de 80 % das artérias acompanham paralelamente as vias aéreas.

6.3.3 – Organização dos Alvéolos

Para mostrar que nosso algoritmo representa a forma e a organização dos alvéolos, simulamos estruturas com valores que permitem visualizar estas características. Para isto, utilizamos o Modelo 2 com modificações, limiares de aproximadamente 0,4 mm e incluímos alvéolos com diâmetros de 0,5 mm nos bronquíolos respiratórios, ou seja, ramos com diâmetros entre 0,4 e 0,45 mm. Na FIGURA 6.8, mostramos a organização dos alvéolos apresentada por CORMACK (1991) e na FIGURA 6.9, ampliada em 3 vezes, a simulação que desenvolvemos.

FIGURA 6.8 – Diagrama esquemático de um bronquíolo respiratório e dutos alveolares. CORMACK (1991).

FIGURA 6.9 – Organização dos alvéolos nos bronquíolos respiratórios representada pelo algoritmo que desenvolvemos. Região do lobo médio com magnificação de 3 vezes.

Na FIGURA 6.9, podemos constatar que os alvéolos são bem distribuídos ao longo dos bronquíolos respiratórios e por comparação visual com a FIGURA 6.8, observamos que a organização dos alvéolos é coerente com a apresentada por CORMACK (1991).

6.3.4 – Comparações Visuais de Modelos com Ramificações, Alvéolos e Artérias

Simulamos as vias aéreas com ramificações, alvéolos e artérias utilizando o Modelo 2 com modificações, aplicamos limiares de aproximadamente 0,45 mm e representamos as ramificações das artérias a partir das dimensões e posições dos brônquios segmentares. Nos alvéolos, utilizamos valores para que o modelo apresente aspecto visual próximo ao do modelo real, ou seja, 30 alvéolos com diâmetros de 1 mm, nos ramos entre 1,2 e 1 mm de diâmetros, e 35 alvéolos com diâmetros de 0,8 mm nos ramos entre 0,9 e 0,45 mm de diâmetros. A FIGURA 6.10, mostra a estrutura que simulamos e comparamos com a FIGURA 6.11 que apresenta o modelo real de TARANTINO (1997).

FIGURA 6.10 - Modelo que simulamos com ramificações, artérias e alvéolos.

FIGURA 6.11 - Modelo real com ramificações das vias aéreas e das artérias até as regiões terminais. TARANTINO (1997)

Quando comparamos visualmente as estruturas simuladas com as reais, observamos que no nosso modelo, a distribuição dos alvéolos e artérias proporciona aspecto visual próximo ao do modelo real, porém, nessa comparação fica claro que não levamos em consideração a forma geométrica dos pulmões e de cada segmento pulmonar. Isto ocorre porque não implementamos ainda técnicas para limitar o crescimento dos ramos ao formato do tórax.

6.3.5 – Comparações Visuais das Simulações Radiográficas

Neste tópico, mostramos que nas simulações radiográficas as imagens das estruturas são parecidas com as obtidas com pulmões reais. Como não conhecíamos a técnica de exposição utilizada, modificamos a kVp e a mA até que as estruturas simuladas apresentem aspecto visual próximo ao da broncografia. Os valores que forneceram melhores resultados foram 70 kVp e 10 mAs. Na FIGURA 6.12, mostramos as estruturas do pulmão direito da broncografia e na FIGURA 6.13 a imagem simulada com o Modelo 1.

FIGURA 6.12 – Estruturas do pulmão direito da broncografia

FIGURA 6.13 – Simulação radiográfica com 70 kVp e 10 mAs. Estruturas do pulmão direito.

Pela comparação visual da FIGURA 6.13 com a FIGURA 6.12 constatamos semelhança das imagens. A diferença de contraste é devida ao fato que a broncografia é atenuada pelos tecidos e estruturas da caixa torácica enquanto que nosso modelo considera apenas a atenuação dos pulmões.

6.3.6– Comparações do Modelo que Simulamos com Outros

Neste tópico simulamos o Modelo 2 com modificações, 200 DPI, limiars de aproximadamente 0,45 mm, proporção do comprimento dos ramos igual a 3 para comparações visuais com modelos encontrados na literatura. Na FIGURA 6.14 apresentamos o modelo de HORSFIELD & THURLBECK (1984), na FIGURA 6.15 o de NELSON & MANCHESTER (1988), na FIGURA 6.16 o de KITAOKA et al. (1999) e na FIGURA 6.17 o que simulamos.

FIGURA 6.14 – Ramos simulados por HORSFIELD & THURLBECK (1984).

FIGURA 6.15 – Modelo simulado por NELSON & MANCHESTER (1988).

FIGURA 6.16 – Modelo simulado por KITAOKA et al. (1999).

FIGURA 6.17 – Simulação do Modelo 2 com modificações, 200 DPI, limiares de aproximadamente 0,45 mm proporção do comprimento do ramo igual 3.

Comparando a FIGURA 6.17 com as FIGURAS 6.14 e 6.15, constatamos que nosso modelo é superior por ser tridimensional e representar melhor as ramificações. Já na comparação do nosso modelo com a FIGURA 6.16, a diferença novamente está relacionada ao formato dos pulmões, ou seja, KITAOKA et al. (1999) representam melhor porque implementaram técnicas para simular esta particularidade. Os autores simularam as vias aéreas pulmonares utilizando expoente do diâmetro n igual a 2,8 e os comprimentos dos ramos calculados em 3 vezes os seus diâmetros. Determinamos os comprimentos dos ramos com a mesma proporção que os autores utilizaram,

porém, adotamos n igual a 3 pelo fato de KAMIYA et al. (1974)* apud KITAOKA et al. (1999) e NELSON & MANCHESTER (1988) relatarem que este é o valor que melhor representa o fluxo e a distribuição das vias aéreas pulmonares. Entretanto, KITAOKA et al. (1999) não utilizaram este valor que com seu algoritmo não proporcionaria bons resultados.

*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. 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.

Capítulo 7

Conclusões

Para o desenvolvimento do algoritmo de simulação computacional, utilizamos a linguagem de programação “C” e um microcomputador com um processador de 866 MHz e 1GB de memória RAM. Com isto, obtivemos um tempo médio de 20 segundos, tanto nas simulações das imagens mais simples, como árvores brônquicas sem ramificações, e de aproximadamente 12 minutos para as mais complexas, como árvores brônquicas com ramificações e alvéolos.

A primeira conclusão a qual chegamos diz respeito à eficiência dos fantasmas para representar as estruturas anatômicas. A principal vantagem dos fantasmas virtuais é que eles permitem representar detalhes das estruturas, possibilitando o controle de cada parâmetro, o que não ocorre com os fantasmas sintéticos. Nos fantasmas sintéticos propostos por WHITE et al. (1977); PEARCE et al. (1978); FRY & SUMERLING (1982); WHITE et al. (1986) e SPITZ et al. (1994) foram utilizados látex, resinas e outros materiais para representarem os pulmões. Constatamos que os autores não representam bem as estruturas de interesse do radiologista, não ressaltam a árvore brônquica e suas ramificações e também estão limitados a modelos que não representam as variações anatômicas. Isto é devido às características dos materiais utilizados que não conseguem imitar perfeitamente os tecidos.

A segunda conclusão é sobre as vantagens que nosso modelo apresenta em relação aos demais fantasmas virtuais descritos na literatura especializada. Observando os resultados obtidos por HORSFIELD & THURLBECK (1984) e NELSON & MANCHESTER (1988) constatamos que estes autores, mesmo considerando alguns dados morfométricos, apresentaram modelos limitados que possuem apenas duas dimensões ou que representam suas estruturas de forma

simétrica, o que não acontece com os pulmões reais. Somente KITAOKA et al. (1999), apresentaram um modelo virtual que simula bem as vias aéreas pulmonares respeitando a forma geométrica da caixa torácica. Mas para isto, eles aplicaram regras que interrompem o crescimento dos ramos quando estes chegam no limite determinado para os pulmões. Com este recurso, os autores conseguiram simular estruturas com aspecto visual próximo a um pulmão real. Entretanto, como quando um ramo encontra as bordas dos órgãos, (por exemplo, o coração), seu crescimento é interrompido precocemente, conseqüentemente, o modelo não representa corretamente as ramificações desta parte. Além disto, o algoritmo que os autores desenvolveram considera apenas os parâmetros específicos estipulados por eles não representando, portanto, as variações anatômicas existentes entre os indivíduos. Comparando o modelo que desenvolvemos com o de KITAOKA et al. (1999) constatamos como desvantagem que como não representamos a forma geométrica dos pulmões, os ramos extrapolam seus segmentos. A primeira vantagem que temos é a representação fácil das variações anatômicas. A segunda, é que na árvore brônquica podemos configurar cada estrutura separadamente, podendo modificar suas dimensões até conseguir o aspecto visual desejado, ou simular as dimensões de modelos encontrados na literatura. A terceira vantagem, esta relacionada à flexibilidade e a facilidade que nosso algoritmo proporciona para representar os alvéolos, precisando apenas informar sua quantidade, seus diâmetros e a partir de quais dimensões dos ramos eles serão representados. Com isto, é possível simular diferentes valores encontrados na literatura. Devemos observar, que além do modelo de KITAOKA et al. (1999) não apresentar esta flexibilidade, os autores representaram os ácinos como se estes fossem compostos apenas por bronquíolos terminais. Entretanto, após os bronquíolos terminais existem 7 divisões remanescentes constituídas pelos bronquíolos respiratórios, dutos alveolares, sacos alveolares e alvéolos, (GANONG (1989)).

Por último, mas não por isso considerada a menor contribuição deste trabalho, conseguimos simular as imagens radiográficas das estruturas variando os parâmetros radiológicos. Somente MCLEAN (1993) apresentou um modelo para representar as radiografias do pulmão, porém, seus resultados não foram expressos através de imagens. O autor utilizou informações dos pulmões obtidas de Tomografias

Computadorizadas e assumiu coeficientes de atenuação derivados da água como radiograficamente equivalentes aos dos pulmões, não mostrando as diferenças entre a água e as complexas estruturas que constituem os pulmões. Nesta pesquisa representamos com êxito a influência tanto da composição das estruturas pulmonares quanto das técnicas de exposição no contraste das imagens. O maior problema que encontramos nas simulações das imagens radiográficas foi à falta de definição dos elementos químicos e de suas proporções na composição dos pulmões. Estas informações tornariam a simulação das imagens radiográficas mais precisa e ainda mais próxima da realidade.

Constatamos que o algoritmo que desenvolvemos representou bem as diferentes estruturas das regiões iniciais e terminais das vias aéreas, as diferentes dimensões destas, as artérias, a influência da resolução espacial e o contraste radiológico das estruturas pulmonares.

7.1 – Sugestões para Futuras Pesquisas

Para que nosso modelo seja ainda mais próximo da realidade, há necessidade de representar a caixa torácica, aprimorar a especificação das estruturas na simulação das imagens radiográficas, introduzir algumas regras para limitar os ângulos e as dimensões dos ramos para que estes não ultrapassem as bordas de cada segmento pulmonar.

Outro importante fator que deverá ser pesquisado é relativo às dimensões mínimas e máximas das estruturas pulmonares consideradas aceitáveis para imagens não patológicas.

Por último, seria relevante para o desenvolvimento de algoritmos que auxiliam o diagnóstico das doenças do pulmão, simular diversas patologias.

Referências Bibliográficas

AIRES (1991)

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

BASTACKY et al. (1983)

BASTACKY, J.; HAYES, T.L.; SCHMIDT, B.V. (1983). Lung structure as revealed by microdissection. *American Review of Respiratory Disease*, v.128, p.7-13.

BEREND et al. (1991)

BEREND, N.; RYNELL, A.C.; WARD, H.E. (1991). Structure of a human pulmonary acinus. *Thorax*, v.46, p.117-21.

BERNE & LEVY (1991)

BERNE, R.M.; LEVY, M.N. (1991). *Fisiologia*. 3.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S.A.. Cap.33, p.511-26.

BLEUR & WEIBEL (1988)

BLEUER, B.H.; WEIBEL, E. R. (1988). Morphometry of the human pulmonary acinus. *The Anatomical Record*, v.220, p.401-14.

BOONE & SEIBERT (1997)

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.

CORMACK (1991)

CORMACK, D.H. (1991). *Ham histologia*. 9.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S. A.. Cap.20, p.423-42.

DALLEDONE (1987)

DALLEDONE, D. (1987). *Radiologia do pulmão normal*: estudo programado para o estudante de medicina. 1.ed. Rio de Janeiro, Atheneu. Cap.5, p.37-80.

ENCICLOPÉDIA didática de informação e pesquisa educacional EDIPE (1991). São Paulo, Livraria Editora Iracema Ltda.

FRY & SUMERLING (1982)

FRY, F.A.; SUMERLING, T.J. (1982). The design and construction of a realistic thorax phantom for in vivo measurements of low-energy photon emitters. *Phys. Med. Biol.*, v.27, n.11, p.1367-79.

GAMSU et al. (1971)

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.

GANONG (1989)

GANONG, W.F. (1989). *Fisiologia médica*. 5.ed. São Paulo, Atheneu.

HANSEN & AMPAYA (1975)

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.

HANSEN et al. (1975)

HANSEN, J.E.; AMPAYA, E.P.; BRYANT, G.H.; NAVIN, J.J. (1975). Branching pattern of airway and air spaces of a single human terminal bronchile. *Journal of Applied Physiology*, v.38, n.6, p.983-89.

HORSFIELD & CUMMING (1967)

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 & CUMMING (1968)

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

HORSFIELD et al. (1971)

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.

HORSFIELD & THURLBECK (1984)

HORSFIELD, K.; THURLBECK, A. (1984). Computer simulation of the geometry of the human bronchial tree. *Bulletin of Mathematical Biology*, v.46, n.3, p.389-98.

JACOB et al. (1990)

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 & CARNEIRO (1999)

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

KAWAKAMI et al. (1986)

KAWAKAMI, Y.; KUSAKA, H.; NISHIMURA, M.; ABE, S. (1986). Trachea and lung dimensions in nonsmoking twins: morphological and functional studies. *Journal of Applied Physiology*, v.61, n.2, p.495-99.

KITAOKA & SUKI (1997)

KITAOKA, H.; SUKI, B. (1997). Branching design of the bronchial tree based on a diameter-flow relationship. *Journal of Applied Physiology*, v.82, n.3, p.968-76.

KITAOKA et al. (1999)

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 et al. (2000)

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.

LUI et al. (1973)

LUI, Y.M.; TAYLOR, J.R.; ZYLAK, C.J. (1973). Roentgen – anatomical correlation of the individual human pulmonary acinus. *Radiology*, v.109, p.1-5, Oct.

MARTONEN et al. (1995)

MARTONEN, T.B.; YANG, Y.; HWANG, D.; FLEMING, J.S. (1995). Computer simulations of human lung structures for medical applications. *Comput. Biol. Med.*, v.25, n.5, p.431-46.

MACLEAN (1993)

MACLEAN, D. (1993). Computer model to optimise contrast in chest radiography. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, v.16, n.4, p.179-85.

MORTENSEN et al. (1983)

MORTENSEN, J.D.; YOUNG, J.D.; STOUT, L.; STOUT, A.; BAGLEY, B.; SCHAAP, R.N. (1983). A numerical identification system for airways in the lung. *The Anatomical Record*, v.206, p.103-14.

NELSON & MANCHESTER (1988)

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.

NIKIFOROV & SCHLESINGER (1985)

NIKIFOROV, A.I.; SCHLESINGER, R.B. (1985). Morphometric variability of the human upper bronchial tree. *Respiration Physiology*, v.59, p.289-99.

OLIVEIRA et al. (2000)

OLIVEIRA, H. J. Q.; FRÈRE, A. F.; MARQUES, P. M. A. (2000). Simulação computacional das estruturas anatômicas da mama para controle de qualidade e avaliação do processamento. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, XVII, Florianópolis, 2000. Anais. Santa Catarina, v.2, p.1028-33.

PARKER et al. (1997)

PARKER, J.C.; CAVE, C.B.; ARDELL, J.L.; HAMM, C.R.; WILLIAMS, S.G. (1997). Vascular tree structure affects lung blood flow heterogeneity simulated in three dimensions. *Journal of Applied Physiology*, v.83, n.4, p.1370-82.

PEARCE et al. (1978)

PEARCE, J.G.; MILNE, E.N.C.; GILLAN, G.D.; ROECK, W.W. (1978). Development of a radiographic chest-phantom with disease simulation. *Investigative Radiology*, v.14, p.181-84, Mar-Apr.

PUMP (1969)

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

ROMANES (1976)

ROMANES, G. J. (1976). *Manual de anatomia prática: tórax e abdome*. 13.ed. São Paulo, Atheneu.

ROSS et al. (1993)

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 & RAABE (1981)

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

SPENCE (1991)

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

SPITZ et al. (1994)

SPITZ, H.; GLOVER, S.; LIU, N.; SMITH, B.; HICKMAN, D.; KRUCHTEN, D.; ANDERSON, L. (1994). Measurement of the attenuation coefficient for livermore thoracic phantom lungs fabricated using contemporary materials. *Health Physics*, v.67, n.1, p.39-46.

TARANTINO (1997)

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

VANDER et al. (1981)

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

VERBEKEN et al. (1994)

VERBEKEN, E.K.; CAUBERGHES, M.; LAUWERYNS, J.M.; WOESTIJNE, K.P.V. (1994). Anatomy of membranous bronchioles in normal, senile, and emphysematous human lungs. *Journal of Applied Physiology*, v.77, n.4, p.1875-84.

WHITE et al. (1986)

WHITE, D.R.; CONSTANTINOU, C.; MARTIN, J. (1986). Foamed epoxy resin-based lung substitutes. *British Journal of Radiology*, v.59, p.787-90.

WHITE et al. (1977)

WHITE, D.R.; MARTIN, R.J.; DARLISON, R. (1977). Epoxy resin based tissue substitutes. *British Journal of Radiology*, v.50, p.814-21.

WOLBARST (1993)

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

WOLF-HEIDEGGER (1996)

WOLF-HEIDEGGER, G. (1996). *Atlas de anatomia humana*. Trad. por Wilma Lins Werneck. 4.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S. A.. Cap.2, 79-122.

YAEGASHI & TAKAHASHI (1994)

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